

**Alexander Müller**

**Selbstreferenzierendes Personalisiertes  
Miniaturisiertes Dosimeter (PMD) zur  
Bestimmung individueller Belastungs-  
Beanspruchungs-Beziehungen**

# Berichte aus der Biomechatronik

Herausgegeben von Prof. Dr. Hartmut Witte

Fachgebiet Biomechatronik an der TU Ilmenau

Band 4

**Selbstreferenzierendes  
Personalisiertes Miniaturisiertes  
Dosimeter (PMD) zur Bestimmung  
individueller Belastungs-  
Beanspruchungs-Beziehungen**

Von Alexander Müller



Universitätsverlag Ilmenau  
2009

# Impressum

## Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Angaben sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Diese Arbeit hat der Fakultät für Maschinenbau der Technischen Universität Ilmenau als Dissertation vorgelegen.

Tag der Einreichung: 10. Juni 2008

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. (habil.) Hartmut Witte  
(TU Ilmenau)

2. Gutachter: Prof. Dr. med. Romano Grieshaber  
(Berufsgenossenschaft Gaststätten und Nahrungsmittel (BGN)  
Mannheim)

3. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Sebastian Hoth  
(Univ.-HNO-Klinik Heidelberg)

Tag der Verteidigung: 27. März 2009

Technische Universität Ilmenau/Universitätsbibliothek

## Universitätsverlag Ilmenau

Postfach 10 05 65

98684 Ilmenau

[www.tu-ilmenau.de/universitaetsverlag](http://www.tu-ilmenau.de/universitaetsverlag)

## Herstellung und Auslieferung

Verlagshaus Monsenstein und Vannerdat OHG

Am Hawerkamp 31

48155 Münster

[www.mv-verlag.de](http://www.mv-verlag.de)

ISBN 978-3-939473-62-6 (Druckausgabe)

ISSN 1865-9136 (Druckausgabe)

urn:nbn:de:gbv:ilm1-2009000180

---

Titelfoto: Dipl.-Biol. Helga Schulze | Bochum

## Danksagung

Bei Prof. Dr. Witte möchte ich mich nicht nur für die Überlassung und die kompetente Betreuung des Themas bedanken, sondern auch für seine Humanität, die heutzutage nicht mehr selbstverständlich ist.

Herrn Prof. Dr. Hoth von der HNO-Klinik der Universität Heidelberg gilt für die praktischen Hinweise zur Auswertung der Messreihen mein herzlichster Dank.

Bedanken möchte ich mich auch bei allen Kollegen und Mitarbeitern, welche mir bei der Durchführung der Arbeit mit Ideen und Ratschlägen behilflich waren, insbesondere bei Frau Dipl.-Biol. Voges und Herrn Dr. Schilling.

Mein spezieller Dank gilt dem Arbeitsmedizinischen Präventionszentrum Erfurt (APZ) und der BGN Mannheim/Erfurt. Besonders Dipl.-Ing. Jürgen Grosch danke ich für die Bereitstellung der Messtechnik zur Audiometrie und Schallanalyse. Dr. Schneider danke ich für die wertvollen und konstruktiven Hinweise bei der Überarbeitung der Unterlagen.

Dem bc - Studentenclub Ilmenau danke ich für die räumliche Unterstützung während der Messreihen. Auch bei allen Probanden möchte ich mich nochmals für ihr Interesse und die von ihnen investierte Zeit und Geduld bedanken.

Liebe Eltern, vielen Dank, dass Ihr mir durch Eure Mühe und harte Arbeit diese Ausbildung ermöglichen konntet.

---

Meine liebe Katharina, ich danke Dir für Deine jahrelange Rücksichtnahme und Geduld. Danke für Dein Mittragen und Deine liebevollen Ermutigungen - besonders in den schwierigen Monaten, wo Du mir mit viel Liebe beigestanden hast und immer eine moralische Stütze für mich warst.

Ilmenau, im Frühjahr 2009

Alexander Müller

## Zusammenfassung

In einer modernen Kommunikationsgesellschaft ist der Verlust des Gehörs eine tiefgreifende soziale Behinderung, die zu einer weitgehenden Isolation des Betroffenen führt. Die Erkennung lärmbedingter Funktionsveränderungen des Innenohrs ist demnach nicht nur ein humanes, sondern auch ein ökonomisches Anliegen. Präventive Gesichtspunkte sind so zu gestalten, dass Gesundheitsgefahren vermieden und /oder beginnende Erkrankungen in einem sehr frühen Stadium erkannt werden können. Die Grundlage dafür ist eine möglichst genaue und sichere Quantifizierung der äußeren Noxen und Symptome. Deshalb haben Arbeitgeber wie Arbeitnehmer Interesse an der Verfügbarkeit nichtbelastender ständig vorhandener (technischer) Möglichkeiten zur Messung und Kontrolle individueller Lärmbelastungen und -beanspruchungen. Für die Präventionsforschung und in der Folge für den Arbeitsschutz ergeben sich aus der Miniaturisierung mechatronischer Systeme vielfältige Einsatzmöglichkeiten. Eine davon ist die Entwicklung eines tragbaren **Personalisierten, Miniaturisierten Lärm-Dosimeters** (PMD), mit dem eine (quasi-)simultane Messung der tatsächlichen Lärm-Immission *in situ* und der individuellen Beanspruchung des Gehörs möglich wird. Aus einem Grundkonzept einer Familie Personalisierter Miniaturisierter Dosimeter für beliebige physio-chemische Qualitäten und Größen sowie einem Messkonzept zur Bestimmung individueller Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen konnte in dieser Arbeit ein Anforderungskatalog für ein selbstreferenzierendes PMD zum Einsatz in der primären Lärmprävention definiert werden. Dieser wurde in eine exemplarische Umsetzung überführt und einem ausführlichen Funktionstest nach aktuellen Normen und Richtlinien der akustischen Messtechnik unterzogen.

---

Da bisher noch kein Messverfahren existiert, um die Vulnerabilität des Innenohres zu erfassen, wurden zunächst die Möglichkeiten individueller Risikoanalyse mittels otoakustischer Emissionen (OAE) untersucht. Dabei konnte die Wirkung des Lärms auf TEOAE-Eingangs-/Ausgangsfunktionen als mögliche Indikatoren der Lärm-Vulnerabilität geprüft werden. Aus den Daten wurde ein neues Modell zur Quantifizierung der individuellen Vulnerabilität (IdiV-Modell) gebildet. Dieses Modell soll in die prototypische Umsetzung des PMD integriert werden.



## Abstract

Hearing loss is a disease of civilization. Many of the sounds and noises surrounding people are simply too loud and damage their inner ears. In current ergonomics extensive legal, technical and occupational medical measures for the prevention of hearing-loss exist. In spite of these measures the noise-induced hearing loss is still at the top of the approved occupational diseases in Germany.

Determination of the beginning of a hearing-loss is to date impossible. The main reason is that the individual's hearing variability and disposition is not taken into account. Thus, in dependence on these individual factors, comparable noise exposure (stress) leads to inter-individual strain responses. Therefore, we postulate that stress and strain must be measured simultaneously.

In this thesis, we present a new concept of a „**P**ersonalized **M**iniaturized mechatronic **D**osimeter (PMD)“ for the prevention of noise-provoked damages in hearing. To do that we focussed our work on the development of a new procedure and setup which for an employee exposed to noise allows a precise quantification of individual stress and strain. The work presents a catalog of specifications for the development of a miniaturized device with personalized adaption for each individual, and high data resolution for precise and comprehensive determination of binaural noise exposure or strain. This concept was extended to a first prototype. Functional tests were performed on this device. The output parameters measured are according to the requirements of topical norms and regulations of acoustic measuring technology and audiological acoustics.

To date exists no measuring procedure capable to quantify the sensitivity of the inner ear before the onset of a continuous noise exposition. Therefore it was necessary to analyse first what kind of individual-risk-

---

analysis could be performed by means of otoacoustic emissions (OAE). The results show that the exponent of TEOAE input/output functions could be a possible indicator for the individual strain and therefore they should be tested as predictors for prophylaxis of hearing decrease. Finally, the measurement of otoacoustic emissions in a portable device PMD promises better information about the individual's hearing violability.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>xv</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>xvii</b>
<b>1 Einführung</b>	<b>1</b>
1.1 Ausgangssituation und Problemstellung . . . . .	1
1.2 Zielstellung und Struktur der Arbeit . . . . .	8
<b>2 Konzept</b>	<b>13</b>
2.1 Grundkonzept einer Familie Personalisierter Miniaturisierter Dosimeter (PMD) . . . . .	13
2.2 Messkonzept zur Bestimmung individueller ... . . . .	15
<b>3 Audiologische Grundlagen</b>	<b>17</b>
3.1 Anatomie und Physiologie des menschlichen Gehörs . .	17
3.1.1 Außenohr . . . . .	17
3.1.2 Mittelohr . . . . .	19
3.1.3 Innenohr . . . . .	21
3.2 Abbildung der aktiven Innenohrfunktion . . . . .	25
3.2.1 Stimulusfrequenzemissionen (SFOAE) . . . . .	26
3.2.2 Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE) . . . . .	27
3.2.3 Otoakustische Distorsionsprodukte (DPOAE) . .	31
3.2.4 Aufbau und Funktion der Messapparatur . . . .	32
3.2.5 Sondenanpassung und Kalibrierung . . . . .	33
3.2.6 Messung der OAE über die Knochenleitung . . .	35
3.3 Mittelohrmodelle . . . . .	36
3.3.1 Das Modell von HUDDE und ENGEL . . . . .	37

3.3.2	Mittelohrübertragungsfunktion nach KEEFE . . .	40
<b>4</b>	<b>Grundlagen der quantitativen Erfassung des Lärms</b>	<b>47</b>
4.1	Was ist Lärm? . . . . .	47
4.2	Gesetzliche Vorschriften . . . . .	48
4.3	Schallmessung . . . . .	48
4.3.1	Schalldruck, Schalldruckpegel . . . . .	48
4.3.2	Frequenzbewertung . . . . .	50
4.3.3	Zeitbewertung . . . . .	51
4.3.4	Beurteilungspegel . . . . .	53
4.3.5	Personengebundene Schallimmissionsmessung . .	54
<b>5</b>	<b>Experimentelle Untersuchungen</b>	<b>57</b>
5.1	Untersuchung zur individuellen Vulnerabilität ... . . . .	57
5.1.1	Ziele und Hypothesen . . . . .	57
5.1.2	Methode . . . . .	58
5.1.3	Ergebnisse . . . . .	63
5.1.4	Diskussion und Schlussfolgerungen . . . . .	77
5.2	Erhöhung der Reproduzierbarkeit bei der Messung ... .	91
5.2.1	Einfluss der Sondenposition . . . . .	91
5.2.2	Methode . . . . .	92
5.2.3	Ergebnisse . . . . .	95
5.2.4	Diskussion und Schlussfolgerungen . . . . .	104
<b>6</b>	<b>Anforderungskatalog: PMD</b>	<b>107</b>
6.1	Zielsetzung . . . . .	107
6.2	Allgemeine Beschreibung . . . . .	108
6.2.1	Merkmale und Funktionen . . . . .	108
6.2.2	Vergleich . . . . .	109
6.2.3	Anwendungsbereich und Benutzerprofil . . . . .	111
6.3	Operative und funktionale Anforderungen . . . . .	112
6.3.1	Gehörschutz und Dosimeter . . . . .	112
6.3.2	Gehörschutz, Dosimeter und Kommunikation . .	113
6.3.3	Gehörschutz, Dosimeter, Kommunikation und OAE114	

6.3.4	Spezifikation der Gehörgangssonde . . . . .	116
6.3.5	Spezifikation des Frontends . . . . .	119
6.3.6	Schnittstelle zwischen Sonde und Frontend . . .	122
<b>7</b>	<b>Exemplarische Umsetzung</b>	<b>125</b>
7.1	Schnittstellen . . . . .	125
7.1.1	Kommunikation zwischen Sonde und Frontend .	125
7.1.2	Bluetooth <sup>®</sup> - und die SCO-Verbindung . . . . .	127
7.2	Gehörsonde . . . . .	128
7.3	Frontend . . . . .	132
7.3.1	Entwicklung des Labormusters . . . . .	134
7.3.2	Beschreibung der Anwendungs- und Analysesoftware . . . . .	139
7.4	Funktionsnachweis . . . . .	145
7.4.1	Mess-Setup . . . . .	148
7.4.2	Funktionsüberprüfung . . . . .	154
<b>8</b>	<b>Ausblick</b>	<b>169</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>174</b>
<b>A</b>	<b>Experimentelle Untersuchungen</b>	<b>193</b>
A.1	Anamnesebogen . . . . .	193
A.2	Ausreißerelimination und resultierende Grundgesamtheit	198
A.3	Temporary Emission Shift . . . . .	234
A.4	Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion . . . . .	252
A.5	Fehler des IdIV-Modells . . . . .	258
<b>B</b>	<b>Exemplarische Umsetzung</b>	<b>265</b>
B.1	Schnittstellen . . . . .	265
B.2	Sonde . . . . .	267
<b>C</b>	<b>Thesen</b>	<b>269</b>



# Tabellenverzeichnis

4.1	Beurteilungspegel und zulässige Einwirkzeit nach BGV B3	54
5.1	Parameter: Erfassung der TEOAE-Eingangs/-Ausgangskennlinien	60
5.2	Eliminierte Ausreißer und verbleibene Fallzahl	66
5.3	Parameter: Erfassung der TEOAE	93
7.1	Reichweiten und Leistungsklassen im Vergleich	128
7.2	Spezifikation des Elektretmikrofons im Modell AX2	131
7.3	Impulsanalysezeiten	164
A.1	Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID10	252
A.2	Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID11	253
A.3	Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID20	254
A.4	Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID21	255
A.5	Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID30	256
A.6	Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID31	257
A.7	Relative Fehlerabweichung des IdiV-Modells, ID10	258
A.8	Relative Fehlerabweichung des IdiV-Modells, ID11	259
A.9	Relative Fehlerabweichung des IdiV-Modells, ID20	260
A.10	Relative Fehlerabweichung des IdiV-Modells, ID21	261
A.11	Relative Fehlerabweichung des IdiV-Modells, ID30	262
A.12	Relative Fehlerabweichung des IdiV-Modells, ID31	263
B.1	Funknetzstandards für Kurzstreckenfunk im Vergleich	265
B.2	Bewertungstabelle der Funknetzstandards	266
B.3	Mögliche Headset-Varianten im Vergleich	267
B.4	Bewertungstabelle der Headsets	268





# Abbildungsverzeichnis

2.1	Prinzip „Personalisiertes Miniaturisiertes Dosimeter PMD“	14
2.2	Bestimmung individueller Belastungs-Beanspruchungs- Beziehungen . . . . .	15
3.1	Längsquerschnitt durch Außen-, Mittel- und Innenohr .	18
3.2	Trommelfell mit Quadranteneinteilung . . . . .	20
3.3	Das Corti-Organ . . . . .	22
3.4	Störfreiung des TEOAE-Messsignals . . . . .	28
3.5	Darstellung der TEOAE-Ergebnisse . . . . .	30
3.6	Entstehungsmechanismus der DPOAE . . . . .	32
3.7	Aufbau des Mittelohrmodells . . . . .	38
3.8	DPOAE-Input-/Output-Funktionen . . . . .	43
3.9	Alternative Darstellung von DPOAE-Input-/Output-Funk- tionen . . . . .	43
3.10	Gedrehte logistische Funktion . . . . .	45
3.11	Hin- und rückwärtige Übertragungsfunktion . . . . .	46
4.1	Frequenzbewertungskurven A, B und C nach EN ISO 60651	51
4.2	Zeitverhalten des quadrierten Schalldrucks bei Einstel- lung S und F . . . . .	52
5.1	Dosimetriemesswerte der Probanden an den verschiede- nen Messtagen . . . . .	63
5.2	Vergleich der im Gehörgang gemessenen Schalldrucke und frequenzabhängigen Intensitäten . . . . .	64
5.3	Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit . . . . .	65

5.4	Vergleich der TEOAE-Wachstumsfunktionen, ID10 und ID11 . . . . .	69
5.5	Streudiagramm der beobachteten Wertepaare, ID10 und ID11 . . . . .	70
5.6	Vergleich der TEOAE-Wachstumsfunktionen, ID20 und ID21 . . . . .	72
5.7	Streudiagramm der beobachteten Wertepaare, ID20 und ID21 . . . . .	73
5.8	Vergleich der TEOAE-Wachstumsfunktionen, ID30 und ID31 . . . . .	74
5.9	Streudiagramm der beobachteten Wertepaare, ID30 und ID31 . . . . .	76
5.10	Vergleich der relativen Abweichung vom IdIV-Modell . .	85
5.11	Konkretisiertes Messkonzept zur Bestimmung individueller Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen . . . . .	89
5.12	Anpassung an die Messsonde des OAE-Systems . . . . .	93
5.13	Variationskoeffizienten, P1 . . . . .	96
5.14	Variationskoeffizienten, P2 . . . . .	97
5.15	Variationskoeffizienten, P3 . . . . .	99
5.16	Variationskoeffizienten, P4 . . . . .	100
5.17	Variationskoeffizienten, P5 . . . . .	102
5.18	Variationskoeffizienten, P6 . . . . .	103
6.1	Gehörschutz und Dosimeter . . . . .	112
6.2	Gehörschutz, Dosimeter und Kommunikation . . . . .	114
6.3	Gesamtsystem PMD . . . . .	115
6.4	Otoplastik mit integrierter Sensor-/Aktor-Einheit . . . .	117
6.5	Prinzipieller Aufbau des mobilen Frontends . . . . .	120
7.1	Exemplarische Umsetzung der Gehörsonde . . . . .	129
7.2	Blockschaltbild der aktiven Otoplastik . . . . .	131
7.3	Anpassung des Mikrophons an den Operationsverstärker	132
7.4	Blockschaltbild des Frontends . . . . .	134

7.5	Blockbild der verwendeten Bluetooth Compact-Flash-Karte	137
7.6	Modifizierte <i>Bluetooth</i> ® Compact-Flash Karte . . . . .	138
7.7	Konfigurationsdialog . . . . .	139
7.8	Kalibrierdialog . . . . .	141
7.9	Bereitschaftsabfrage des Kalibrierdialogs . . . . .	141
7.10	Aufzeichnungskontrolle . . . . .	142
7.11	Dosis-Tab . . . . .	143
7.12	Alarm-Tab . . . . .	144
7.13	Exemplarische Umsetzung des PMD . . . . .	145
7.14	Monoaurale Aufstellung . . . . .	151
7.15	Binaurale Aufstellung . . . . .	152
7.16	Räumliche Aufstellung . . . . .	153
7.17	Kunstkopfposition . . . . .	154
7.18	Pegelsprünge in 5dB-Schritten . . . . .	156
7.19	Linearer Pegelanstieg . . . . .	156
7.20	Bandbegrenztes Rauschen . . . . .	159
7.21	Aus Sinus-Sweeps generierte Frequenzgänge . . . . .	159
7.22	Aus Sinus-Sweeps generierte Frequenzgänge mit Klassen	160
7.23	Impulsanalyse . . . . .	163
7.24	Dosismessungen . . . . .	164
7.25	Interaurale Dosismessungen . . . . .	165
A.1	Anamnesebogen Seite 1 . . . . .	194
A.2	Anamnesebogen Seite 2 . . . . .	195
A.3	Anamnesebogen Seite 3 . . . . .	196
A.4	Anamnesebogen Seite 4 . . . . .	197
A.5	Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhän- gigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit, ID10	203
A.6	Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhän- gigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit, ID11	209

A.7 Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhän- gigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit, ID20	215
A.8 Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhän- gigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit, ID21	221
A.9 Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhän- gigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit, ID30	227
A.10 Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhän- gigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit, ID31	233
A.11 Vergleich der TEOAE-Vor und -Nachmessungen für ID10 und ID11 . . . . .	239
A.12 Vergleich der TEOAE-Vor und -Nachmessungen für ID20 und ID21 . . . . .	245
A.13 Vergleich der TEOAE-Vor und -Nachmessungen für ID30 und ID31 . . . . .	251

# Kapitel 1

## Einführung

### 1.1 Ausgangssituation und Problemstellung

*„O ihr Menschen, die ihr mich für feindselig, störrisch oder misantropisch haltet oder erkläred, wie unrecht tut ihr mir; ihr wißt nicht die geheime Ursache von dem, was euch so scheint...daß seit 6 Jahren ein heilloser Zustand mich befallen, durch unvernünftige Ärzte verschlimmert, von Jahr zu Jahr in der Hoffnung gebessert zu werden... (dessen Heilung vielleicht Jahre dauern oder gar unmöglich ist)...o wie hart wurde ich dur[ch] die verdoppelte traurige Erfahrung meines schlechten Gehörs's dann zurückgestoßen, und doch war's mir noch nicht möglich, den Menschen zu sagen: sprecht lauter, schreit...wie ein Verbannter muss ich leben, nahe ich mich einer Gesellschaft, so überfällt mich eine heiße Ängstlichkeit, indem ich befürchte, in Gefahr gesetzt zu werden, meinen Zustand merken zu lassen...welche Demütigung, wenn jemand neben mir stund und von weitem eine Flöte hörte, und ich nichts hörte; oder jemand den Hirten singen hörte, und ich auch nichts hörte...“*

LUDWIG VAN BEETHOVEN, HeiglInstadt [Heiligenstadt] am 6. Oktober 1802, [4], S. 10-13

Lärmbelastung durch Arbeits- und Freizeitaktivitäten ist in einer hoch technisierten Welt eine nicht zu vernachlässigende Gesundheitsgefährdung. In Statistiken der Berufsgenossenschaften und der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin kommen die Wirkungen der phy-

sikalischen Lärmbelastung zum Ausdruck: die BK<sup>1</sup> 2301 „Lärmschwerhörigkeit“ steht bei den angezeigten Berufsgenossenschaften trotz der umfangreichen gesetzlichen (z.B. BGV B3 [10])<sup>2</sup>, technischen und arbeitsmedizinischen Präventionsmaßnahmen an zweiter, bei den entschädigten Berufskrankheiten sogar an erster Stelle (vgl. ERNST & BASTA [33], BROSCHE ET AL. [13], [112], NIELITZ ET AL. [97], [110]). Die trotz der erweiterten Lärmprävention kontinuierliche Prävalenz von Gehörschäden kann Ärzte wie Techniker gleichermaßen nicht befriedigen. Insbesondere ist absehbar, dass die zunehmende Lärmbelastung bei Freizeitaktivitäten ohne Vorbeugemaßnahmen den Anteil Gehörgeschädigter auch in der Allgemeinbevölkerung national wie international rapide ansteigen lassen wird und somit die Prävention der Lärmschwerhörigkeit wegen ihrer erheblichen sozial-individuellen Folgen und finanziellen Aufwendungen durch die Unfallversicherungen intensiviert werden muss (vgl. ZENNER ET AL. [142], PLONTKE & ZENNER [114], [109]).

Die Früherkennung von lärmbedingten Hörschädigungen ist insbesondere wegen der Zunahme der außerbetrieblichen Lärmexposition von besonderer Bedeutung und könnte die volkswirtschaftlichen Kosten durch Nachsorge (z.B. in den Kranken- und Rentenversicherungen) bei Lärmschäden beachtlich verringern. Die berufsgenossenschaftlichen Verbände kommen zudem nur für als berufsbedingt anerkannte Krankheiten auf. Die Differenzierung zwischen der durch den Beruf und der durch Freizeitaktivitäten (z.B. Disko- und Konzertbesuche) bedingten Lärmschädigung ist bisher nicht möglich.

In der Prävention arbeitsbedingter Erkrankungen bilden derzeit hauptsächlich sporadische bzw. kurzfristige Emissionsmessungen an Arbeitsplätzen die Bemessungsgrundlage für Schutzmaßnahmen. Die gegenwärtig angewendeten Messverfahren bieten keine hinreichend zuverlässigen Aussagen über die tatsächlichen Lärmimmissionen *in situ*. Systeme, die in der Lage sind, auf Basis von physiologisch adäquaten Immissionsmes-

---

<sup>1</sup>BK = Berufskrankheit

<sup>2</sup>Berufsgenossenschaftliche Vorschrift für Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit

sungen eine auf das Individuum bezogene Prophylaxe zu betreiben, sind derzeit nicht verfügbar.

Gesetze und Verordnungen zum Lärmschutz definieren ausschließlich  $\text{dB(A)}^3$  - Grenzwerte. Obwohl in Fachkreisen schon seit über 20 Jahren diskutiert wird, ob der A-bewertete Schalldruckpegel Geräusche hinsichtlich ihrer physiologischen Wirkungen hinreichend kennzeichnet, ist diese Bewertung bis heute als einziges Beurteilungskriterium im Bundesimmissionsschutzgesetz und in der aktuellen Verordnung zur Umsetzung der EG-Richtlinie 2003/10/EG [1] verankert (vgl. [14], JEKOSCH & BLAUERT [67]). Die *International Standardization Organization (ISO)* einigte sich in den 50er Jahren auf dieses Messverfahren, um eine Vereinheitlichung von Beurteilungspegeln zu erreichen und ein einfaches Verfahren international festzulegen. Entsprechend der Hörschwelle werden tiefe und hohe Frequenzen schwächer als mittlere Frequenzanteile bewertet. Jedoch können A-bewertete Pegel als Ausdruck für den physikalischen Reiz die durch den Menschen wahrgenommenen Sinneseindrücke nicht ausreichend beschreiben. Es hat sich zwar in der Praxis gezeigt, dass für Schalldruckpegel oberhalb von 85  $\text{dB(A)}$  über eine bestimmte Zeit (Dosisleistung) mit Sicherheit eine gehörschädigende Wirkung anzunehmen ist, was jedoch nicht ohne weiteres zu einem Umkehrschluss berechtigt (vgl. GENUIT [39]). Die Begründung findet sich in der Analysecharakteristik der Schallpegelmesser, die deutlich von der Physiologie des menschlichen Gehörs abweicht. Falls der *Sound Pressure Level (SPL)* in der Praxis überhaupt bewertet wird, erfolgt eine A-Bewertung gewöhnlich mit Bandfiltern. Eine der Tonotopie<sup>4</sup> entsprechende Intensitätsabbildung des physikalischen Reizes auf der Basilarmembran kann mit diesem Verfahren nicht realisiert werden.

Der Einsatz von (Immissions-)Dosimetern erfolgt in der Prävention von Erkrankungen überall dort, wo evidenz-basiert reproduzierbare Dosis-Wirkungs-Beziehungen für Schädigungen belegt werden können. Das ist

---

<sup>3</sup>Frequenzbewertung nach DIN EN 60651 [22], siehe auch Kapitel 4.3.2

<sup>4</sup>Orts-Frequenz-Transformation im Innenohr

bisher vorrangig für massive akute Immissionen gegeben - ionisierende Strahlen und toxische Arbeitsstoffe besitzen ein offensichtliches Schädigungspotential, das es erlaubt, statistisch belegbar Kausalketten für Schädigungen plausibel zu machen. Für Lärmeinwirkungen gelingt dieser Nachweis nur selten, da gleiche externe Belastungen durch die unterschiedliche Disposition der Lärmexponierten zu unterschiedlichen individuellen Beanspruchungen führen. Insbesondere die individuelle Vulnerabilität<sup>5</sup> des Innenohres ist dabei entscheidend (vgl. NIEMEYER [98]). Der in den Unfallverhütungsvorschriften der Berufsgenossenschaften (BGV B3) angegebene personenbezogene Beurteilungspegel<sup>6</sup>  $L_{Ard}[\text{dB}(A)]$  ist als Bewertungsmaßstab (für die Belastung) aus medizinischer und präventiver Sicht nicht ausreichend. Bei gleichem Energiegehalt der Beurteilungspegel existieren drastische Unterschiede in der spektralen Zusammensetzung, welche mit Sicherheit auch eine Auswirkung auf die Beanspruchung des Gehörs hat (s.u.). Eine weitere Voraussetzung für die Validität des Beurteilungspegels wäre, dass sich das Gehör arbeitstäglich mindestens zehn Stunden bei weniger als 70 dB(A) erholen kann<sup>7</sup>. Zudem wird die individuelle Lärmbelastung im Freizeitbereich mit herkömmlichen Dosimetern nicht erfasst und bleibt bei der Bewertung der Gesamtexposition völlig unberücksichtigt (vgl. LIPSIOUS [83], LIPSIOUS ET AL. [84]).

In Mehrvariablensystemen, in den nicht alle übrigen Variablen konstant gehalten werden können, müssen diese simultan gemessen werden. Folgerichtig konzentriert sich die medizinische Forschung für die Bewertung von Beanspruchungen zunehmend auf die gleichzeitige Identifikation von Messgrößen für die Belastung und die erworbene Disposition (vgl. MÜL-

---

<sup>5</sup>Verletzbarkeit des Gehörs

<sup>6</sup>Der personenbezogene Beurteilungspegel gilt als primärer Bewertungsmaßstab der Beurteilungspegel über eine Arbeitsschicht von acht Stunden.

$$L_{Ard} = 10 \cdot \lg \left[ \frac{1}{8} \sum_i 10^{0,1 L_{Aeq,i}} \cdot T_i \right] \text{ dB}(A)$$

<sup>7</sup>In Studien des Bundesgesundheitsblatts wurde festgestellt, dass bei einem Verkehrslärmpegel von über 70 dB(A) die Herzinfarktrate ca. 20 % höher ist, als bei denjenigen, die diesem Lärm nicht ausgesetzt sind (vgl. HECHT [44]).



LER ET AL. [95]). Die individuelle Vulnerabilität des Innenohres ist dabei ein dispositioneller Faktor. Die Wirkung von industriellem Lärm auf das Hörvermögen exponierter Arbeitnehmer ist in vielen Studien beschrieben worden (vgl. BORG [12], DIEROFF [16], DOBIE [31], HENDERSON & HAMERNIK [45], HENDERSON & SALVI [46]). Die Schädigungen durch Lärmbelastungen zeigen sich zuerst durch eine Zerstörung der äußeren Haarzellen (OHC<sup>8</sup>). Dies führt zu einer Abflachung der *Tuningcurve*<sup>9</sup> auf der Basilarmembran und zu einer verschlechterten Weiterleitung der informationstragenden Erregung an den Hörnerv. Bei bestimmten Formen der Innenohrschwerhörigkeit ist ein fehlender „Lautheitsausgleich“ (*Recruitment*, vgl. SCHAAF ET AL. [123]) feststellbar. Durch eine lärmbedingte Funktionseinschränkung der OHC kommt es statt der normalen nichtlinear-kompressiven zu einer zunehmend linearen Schallverarbeitung (leise Geräusche werden nicht wahrgenommen, hingegen etwas lautere mit überempfindlicher Reaktion).

Die Individualisierung der Bemessung von Reiz-Reaktions-Beziehungen setzt voraus, dass man am Individuum beide Qualitäten über längere Zeiträume misst. Dafür sind beim derzeitigen Stand der Technik Messgeräte nötig, die entweder so groß und schwer sind, dass sie nicht tragbar sind - damit entfallen Messungen in fast allen kritischen Situationen bei der Arbeit oder in der Freizeit-, oder die Hardware muss bei tragbaren Geräten viele Übertragungsfunktionen bereits mechanisch oder elektrisch integriert haben, um mit den heute verfügbaren Prozessoren die anfallenden Datenmengen bewältigen oder verarbeiten zu können.

Dies erfordert jedoch eine exakte Quantifizierung der individuellen Belastung des exponierten Arbeitnehmers. In den letzten Jahren wurden Konzepte für adaptive Gehörfilter beschrieben, mit deren Umsetzung es möglich ist, die Schallwandlung auf der Basilarmembran nachzubilden.

---

<sup>8</sup>OHC = Outer Hair Cells

<sup>9</sup>*Tuningcurve*= Abstimmkurven. Sie stellen das Frequenzauflösungsvermögen und Empfindlichkeit des Gehörs dar, die aus dem aktiven Prozess des cochleären Verstärkers hervorgehen (siehe Kapitel 2).

Zum Einen werden entsprechend der Frequenzgruppen der Tonheit<sup>10</sup> variable Frequenzbandbreiten verwendet und zum Anderen ist eine Modellierung der pegelabhängigen Veränderung des Gehörfilters möglich (Intensitätsabbildung und Intensitätsauflösung, vgl. IRINO & PATTERSON [61], ROBINSON & HAWKSFORD [119] sowie KIRAN & SREENIVAS[73]). Unter Nutzung der technologischen Möglichkeiten in der Mikrosystemtechnik sollten diese Modelle auch hardwareseitig umgesetzt werden. Um rechtzeitig präventiv intervenieren zu können, ist es wichtig, „vulnerable“ Innenohren schnell und sicher zu identifizieren.

Weiterhin besteht Konsens darüber, dass eine kopfbezogene Schallanalyse und binaurale Schallaufnahme für eine exakte Messung der tatsächlichen Lärmimmission notwendig ist. Nach dem Prinzip der kopfbezogenen Stereophonie ist eine verzerrungsfreie Messung sowie eine gehörrichtige Außenohr-Übertragungsfunktion (HRTF<sup>11</sup>) und Wiedergabe von Schalldruckpegeln bereits seit längeren realisierbar. So kann z.B. mit einem Kopfbügelmikrofon der Anwender selbst die Funktion eines Kunstkopfes übernehmen. Der Schall wird dabei über Trichter zu Mikrofonen geleitet, die sich in Kapseln außerhalb der Ohren befinden.

Als ein Beanspruchungskriterium eignet sich die Messung von otoakustischen Emissionen (OAE), da sie zielgerichtet evoziert und objektiv gemessen werden können. Die OAE sind schwache akustische Aussendungen aus dem Innenohr, die als aktive Antwort der OHC auf ein oder mehrere evozierte Reize erzeugt werden können (siehe Kapitel 3.2). Seit ihrem messtechnischen Nachweis durch KEMP [70] 1978 werden sie heutzutage vorrangig in der praktischen Audiometrie für Screening-Untersuchungen bei Neugeborenen, in der allgemeinen Pädaudiologie und in der Differentialdiagnostik sensorineuraler Hörstörungen eingesetzt (vgl. HOTH [51]). Nach NIELITZ ET AL. [97] und HOTH & NEU-

---

<sup>10</sup>Tonheit  $z$  mit der Einheit Bark in einer Skale von 24 aneinandergereihten Frequenzgruppen im Hörbereich bis 16 kHz (vgl. ZWICKER [144])

<sup>11</sup>HRTF = Head-Related Transfer Function, siehe auch Kapitel 3.1.1

MANN [54] kann beim Vorliegen einer lärminduzierten Schädigung der OHC und dem damit verbundenem Ausfall der OAE objektiv das Areal der irreversiblen Haarzellenschädigung identifiziert werden. Eine lärmbedingte Funktionsveränderung des cochleären Verstärkers wirkt sich direkt auf die Amplituden der OAE aus. Demzufolge können Veränderungen der OAE ein Indikator für die Erkennung einer Hörminderung sein, da sie auf lärmbedingte Schädigungen der äußeren Haarzellen zurück zu führen sind (vgl. LIPSIUS [83]). Aufgrund der Tatsache, dass die OAE intraindividuell eine hohe Stabilität aufweisen, sind bei Verlaufskontrollen der Lärmexposition am Arbeitsplatz Kausalitätsaussagen prinzipiell möglich. Die Schwäche der otoakustischen Emissionen liegt in der quantitativen Bestimmung eines Hörverlustes<sup>12</sup>, da die interindividuelle Variabilität der OAE zur Zeit keine dazugehörige Hörschwelle voraussagen lässt (vgl. HOTH & NEUMANN [54]).

In den letzten Jahren gibt es intensive Bemühungen um einen interdisziplinären Ansatz in der Detektion lärmbedingter Hörschädigungen. Arbeiten von EMMERICH ET AL. [32] und LINSS ET AL. [82] zeigen auf, welche Auswirkungen definierte reale Industrie-Lärmbelastungen und daraus resultierende, bisher noch nicht bekannte cochleäre Schäden der OHC auf otoakustische Emissionen haben. Grundlage hierfür ist die Beurteilung von Lärmeinwirkungen auf die Veränderung audiometrischer Parameter und die Morphologie des Innenohres (Tierexperimente mit Beschallung durch Industriegeräusche).

---

<sup>12</sup>HL = Hearing Level

## 1.2 Zielstellung und Struktur der Arbeit

In Europa sind 16% der Menschen so schwerhörig, dass ihr Alltag beeinträchtigt wird. Allein in Deutschland leiden mehr als zehn Millionen Menschen an Schwerhörigkeit (vgl. [105]). Die unbehandelte Schwerhörigkeit kostet Europa jährlich 213 Milliarden€, in Deutschland über 30 Milliarden€. Diese Zahlen belegen, wie wichtig es ist, eine Hörschädigung rechtzeitig zu erkennen, nach Möglichkeit aber zu vermeiden. Damit Sozialleistungen auf gewohnt hohem europäischen Niveau auch in Zukunft den tatsächlich Anspruchsberechtigten zukommen, muss der Arbeitgeber wissenschaftlich abgesichert belegen können, dass eine Gehörschädigung durch die betriebliche Lärmexposition bei der Arbeit unwahrscheinlich ist. Ebenso wird der Arbeitnehmer plausibel zu machen haben, dass sein Gehörschaden arbeitsbedingt und nicht durch Lärmeinwirkungen bei Freizeitaktivitäten hervorgerufen wurde. Damit haben Berufsgenossenschaften, Krankenversicherer, Arbeitgeber und die potentiell Betroffenen gleichermaßen ein erhebliches Interesse an der Verfügbarkeit nichtbelastender ständig verfügbarer (technischer) Möglichkeiten zur kontinuierlichen bzw. zuverlässigen Messung und Kontrolle individueller Lärmbelastung- und beanspruchung.

Die in Kapitel 1.1 angeführten Diskrepanzen zwischen der biologischen Realität und der Messcharakteristik existenter Dosimeter sollen in dieser Arbeit durch die Konzeption eines selbstreferenziellen **P**ersonalisierten und **M**iniaturisierten **D**osimeters (PMD) und durch Implementierung eines gehörrichtigen Messkonzeptes auf ihre prinzipielle technische Realisierbarkeit und medizinische Aussagefähigkeit aufgelöst werden. Dabei soll dem Grundkonzept der Biomechatronik als integrativem Ansatz, mechanische, elektronische und kybernetische Komponenten in einem Systementwurf umzusetzen, Rechnung getragen werden (vgl. WITTE & SCHILLING [139]).

Der interdisziplinäre Ansatz dieser Arbeit macht es notwendig, audiologische Grundlagen darzulegen (siehe Kapitel 3). Nach einem kurzen

Überblick über die Anatomie und Physiologie des menschlichen Gehörs wird die für diese Arbeit grundlegende objektive Methode der Audiometrie, die Messung otoakustischer Emissionen erläutert. Um auch die Einflüsse der (intakten) Schallleitung auf diese Messungen zu berücksichtigen, wurden Recherchen über Modelle zur hin- und rückwärtigen Übertragungsfunktion des Mittelohrs durchgeführt. Kapitel 4 erläutert die für die Entwicklung des Messgerätes wichtigsten objektiv quantifizierbaren physikalischen Parameter des Lärms am Arbeitsplatz.

Zur mikrosystemtechnischen Bemessung des PMD (zur Messung der Belastung und der Indikatoren für die Beanspruchung) sind vor der technischen Umsetzung Experimente notwendig, die folgende Fragen beantworten sollen:

- Wie kann mit der Erfassung von otoakustischen Emissionen der nichtlineare Zusammenhang zwischen physikalischer Belastung und physiologischer Reaktion<sup>13</sup> und damit die Sensivität (als Indikator der individuellen Vulnerabilität) des menschlichen Gehörs beschrieben und hinreichend genau abgebildet werden?
- Wie kann eine möglichst hohe Reproduzierbarkeit bei OAE-Verlaufskontrollen erreicht werden?
- Welche technischen Parameter, die in einen Anforderungskatalog für die Umsetzung eines solchen Messsystems eingehen sollen, sind relevant?

In Kapitel 5 werden dazu experimentelle Untersuchungen mit standardisierter Messtechnik zur Veränderung der Innenohrfunktion nach einer definierten Lärmexposition in Diskotheken mittels otoakustischer Emissionen besprochen. Des weiteren wurde ein Vergleich von OAE-Messungen mit individuell angepassten Otoplastiken<sup>14</sup> und herkömmlichen Lamellenstöpseln in einer Verlaufskontrolle durchgeführt.

---

<sup>13</sup>vgl. efferentes auditorisches System

<sup>14</sup>als Aufsatzstück der Messsonde

Darauf aufbauend liegt das Ziel dieser Arbeit in der Konzeption und Entwicklung eines Verfahrens und der zugehörigen Anordnung, welche eine hinreichend genaue Quantifizierung der individuellen (*in situ*) Lärmbelastung sowie -beanspruchung eines exponierten Arbeitnehmers ermöglicht. Aus den gegebenen Rahmenbedingungen des dargestellten Grundprinzips PMD (siehe Kapitel 2) und aus den Schlussfolgerungen der experimentellen Untersuchungen (Kapitel 5) konnten wesentliche Bedingungen identifiziert werden, die für die Konzeption der Vorrichtung entscheidend sind. Kapitel 6 definiert dazu einen Anforderungskatalog für ein selbstreferenzierendes PMD zur Bestimmung individueller Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen am Umsetzungsbeispiel „Lärmprävention“. Auf dessen Grundlage soll ein Prototyp realisiert werden können.

Kapitel 7 zeigt eine erste exemplarische Umsetzung des PMD und einen ausführlichen Funktionstest nach gängigen Normen und Richtlinien der akustischen Messtechnik bzw. audiologischen Akustik. Aus diesem Funktionstest wurden Ansätze zur Optimierung des Messsystems erarbeitet, welche in eine prototypische Umsetzung des PMD eingehen sollen.

Die angestrebte Herstellung eines Kleinserienproduktes würde erstmals die flächendeckende Durchführung arbeitsmedizinischer Studien zur Fragestellung präventiver Wirksamkeit erlauben. Es stünde ein bisher noch nicht verfügbares biomedizinisches Instrument für die Primär-Prävention lärmbedingter Gehörschäden zur Verfügung, welches folgende wesentliche Vorteile gegenüber dem jetzigen Stand der Technik erzielen soll:

- Das PMD bietet die Möglichkeit, in Längsschnittstudien objektive Parameter zu ermitteln, mit denen die physiologische Reaktion auf die physikalische Belastung beschrieben werden kann.
- Bei der Prävention von berufsbedingten Gehörschäden bietet das PMD eine Perspektive für eine zukünftige, rechtzeitige Identifikation von Menschen mit besonders schädigungsempfindlichem (prädisponiertem) Gehör (Vulnerabilität).

- Das PMD würde die Individualisierung der Bemessung von Reiz-Reaktions-Beziehungen und somit eine auf das Individuum bezogene Prophylaxe ermöglichen.
- Weiterhin kann bei Langzeitstudien an lärmexponierten Arbeitnehmern der technische und organisatorische und damit auch der finanzielle Aufwand wesentlich reduziert werden.
- Die Kombination aus Gehörschutz und Kommunikationskanal erhöht die Arbeitssicherheit in der jeweiligen Lärmumgebung.
- Anwendungen in kleinen Ohren sind möglich. Dies ist insbesondere in der Pädiatrie beim Neugeborenen-Screening von entscheidender Bedeutung.





# Kapitel 2

## Konzept

### 2.1 Grundkonzept einer Familie Personalisierter Miniaturisierter Dosimeter (PMD)

Für die Präventionsforschung wie für den Arbeitsschutz ergeben sich aus der Miniaturisierung mechatronischer Systeme vielfältige Einsatzmöglichkeiten. Eine davon ist die Entwicklung einer Familie **P**ersonalisierter **M**iniaturisierter **D**osimeter (PMD). In Abbildung 2.1 ist das Grundprinzip eines solchen PMD gegeben. Die drei Hauptkomponenten sind:

**(A) Organnahe Sensoren und Aktoren** (Mobile Einheit)

(a) für die Messung der auf den Arbeitnehmer einwirkenden Belastungen (exogene Parameter) wie z.B. Lärm, chemische Noxen, Strahlung, mechanische Parameter, Bewegungsreaktionen (z.B. repräsentiert durch Beschleunigungen),

(b) für die Messung von Indikatoren der physiologischen Beanspruchung des Arbeitnehmers auf die Belastung, wie z.B. Otoakustische Emissionen (OAE), Herzfrequenz, Blutdruck, Hautleitfähigkeit, Oberflächenelektromyographie,

**(B) eine körpernahe Signalvorverarbeitung** mit (Pre-)prozessor für

(a) Datenspeicherung,

(b) drahtlose Signalübertragung,

(c) Biofeedback,

(d) Steuerung der Belastungsmessung nach ISO,

(e) Steuerung der Messung der Indikatoren für die Beanspruchung (z.B. OAE),

(f) evtl. Komfort- und Sicherheitsfunktionen (z.B. Warn- und Kommunikationskanäle) und

(C) **Signalanalyse** (Stationäre Einheit)

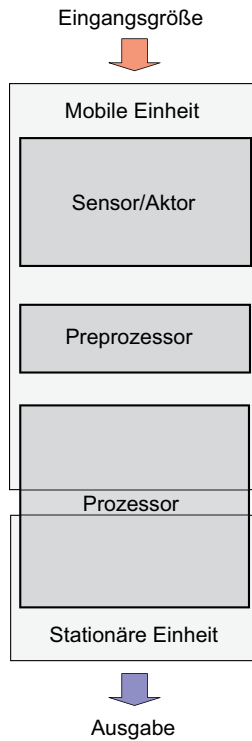


Abbildung 2.1: Prinzip „*Personalisiertes Miniaturisiertes Dosimeter PMD*“ für beliebige physio-chemische Qualitäten und Größen

## 2.2 Messkonzept zur Bestimmung individueller Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen am Beispiel des Gehörs

Basierend auf den Erläuterungen in Kapitel 1.1 ist in Abbildung 2.2 ein Vorschlag für ein Messkonzept zur Bestimmung der individuellen Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen gegeben:

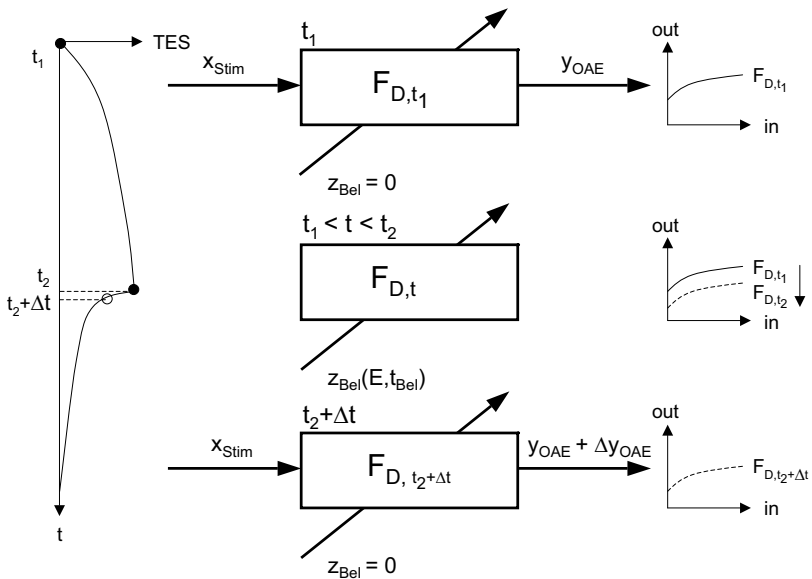


Abbildung 2.2: Messkonzept zur Bestimmung individueller Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen.  $F_{D,t}$  = Funktion des Innenohres,  $D$  = Disposition,  $t$  = Zeit,  $x_{Stim}$  = Stimulus,  $y_{OAE}$  = Otoakustische Emissionen,  $z_{Bel}$  = physikalische Lärmbelastung,  $TES$  = Temporary Emission Shift, Erklärung siehe Text

- (1) Zunächst wird zum Zeitpunkt  $t_1$  mittels mehrmaliger akustischer Evokation des Innenohres ( $F_{D,t1}$ ) der individuelle Grundzustand bzw. eine Referenzkurve (hier: OAE-Ausgangszustand)  $y_{OAE}$  ermittelt. Dabei gilt:

$$y_{OAE} = F_{D,t1}(x_{Stim}) \quad (2.1)$$

$D$  steht für die Disposition, also für den individuellen Reaktionstyp. Die Messungen werden über einen definierten Beobachtungszeitraum und zu unterschiedlichen Tageszeiten durchgeführt. Dabei wird sicher gestellt, dass der Stimulus  $x_{Stim}$ , der die OAE evoziert, möglichst konstant gehalten wird. Zum Zeitpunkt der Messungen ( $t_1$ ) ist  $F_{D,t1}$  „unbelastet“ (keine durch Lärm verursachte Verschiebung der OAE-Amplituden oder TES<sup>1</sup>).

- (2) Zum Zeitpunkt  $t_2$  wurden exogene Parameter  $z_{Bel}(E, t_{Bel})$  mit  $t_{Bel} = t_2 - t_1$  der physikalischen Lärm-Belastung nach dem in Kapitel 2.1 dargestellten Grundprinzip des PMD ermittelt. Ein möglicher Parameter ist z.B. die Dosis (Energie  $E$  im Belastungszeitraum  $t_{Bel}$ ). Dabei gilt:

$$F_{D,t2} = F_{D,t->t2}(z_{Bel}(E, t_{Bel})) \quad (2.2)$$

- (3) Nach der Exposition ( $t_2 + \Delta t$ ) werden analog zu (1) die otoakustischen Emissionen  $y_{OAE}^*$  gemessen, wobei  $\Delta t$  möglichst klein gehalten werden sollte. Dabei gilt:

$$y_{OAE} \pm \Delta y_{OAE} = y_{OAE}^* = F_{D,t2+\Delta t}(x_{Stim}) \quad (2.3)$$

$x_{Stim}$  ist dabei identisch mit (1).

- (4) Im vierten Schritt kann aus der Gegenüberstellung der gemessenen OAE  $y_{OAE}$  und  $y_{OAE}^*$  zu  $z_{Bel}(E, t_{Bel})$  ein Beanspruchungsindikator  $I_{OAE}$  ermittelt werden, der die individuelle Vulnerabilität des Innenohres widerspiegelt. Dabei gilt:

$$I_{OAE} = f(y_{OAE}, y_{OAE}^*) \propto z_{Bel}(E, t_{Bel}) \quad (2.4)$$

---

<sup>1</sup>TES = Temporary Emission Shift

# Kapitel 3

## Audiologische Grundlagen

### 3.1 Anatomie und Physiologie des menschlichen Gehörs

*Was wäre es doch für ein Segen wenn wir die Ohren so mühelos auf und zu machen könnten wie die Augen*

C. CHR. LICHTENBERG

Das Ohr, welches sich im Schläfenbein<sup>1</sup> befindet, dient der Aufnahme und Verarbeitung von Schallwellen. Es ist zugleich auch das empfindlichste Sinnesorgan des Menschen (vgl. KLINKE [74]). Im Folgenden werden anatomische und physiologische Grundlagen erörtert, die primär zum Verständnis der komplexen Funktionsabläufe bei der Hörempfindung und als Grundlage zur exemplarischen Umsetzung des PMD (siehe Kapitel 6 und 7) beitragen sollen, keinesfalls aber den Anspruch auf vollständige Bewältigung des gesamten Themas erheben.

#### 3.1.1 Außenohr

Das Außenohr (*Auris externa*) besteht aus der Ohrmuschel (*Auricula*) mit einer zentralen Höhlung<sup>2</sup> (*Cavum conchae*) und dem äußeren Gehörgang (Ohrkanal, *Meatus acusticus externus*). Die *Auricula* ist eine

---

<sup>1</sup>So wird der seitliche untere Schädelknochen bezeichnet.

<sup>2</sup>Diese Höhlung ist der größte Resonanzraum der Ohrmuschel.

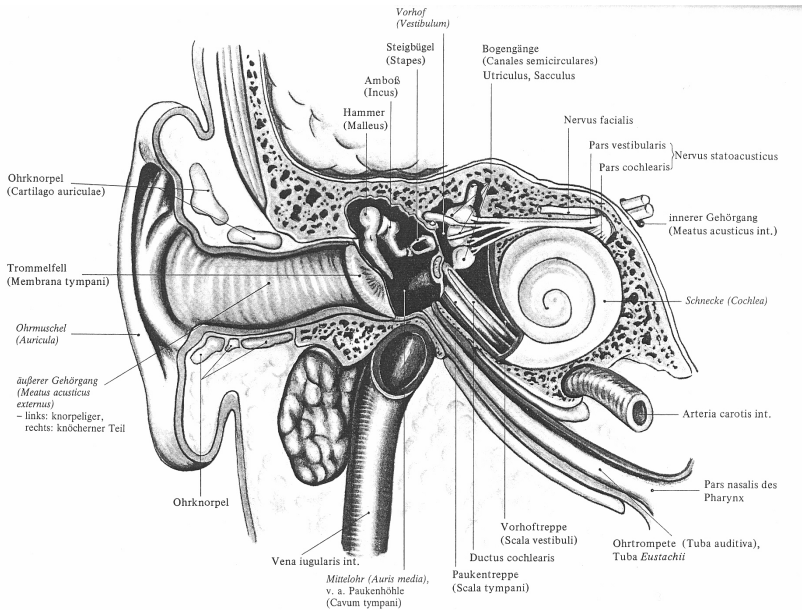


Abbildung 3.1: Längsquerschnitt durch Außen-, Mittel- und Innenohr aus CULCLASURE [15].

Hautfalte und wird durch elastische Knorpel gestützt. Die Form der Muschel begünstigt die Schallaufnahme. Das Ohr läppchen hingegen enthält nur Fettgewebe und erfüllt keine weitere Funktion.

Die einwirkenden Schallwellen werden durch die grob trichterförmige Ohrmuschel in den Gehörgang auf das Trommelfell geleitet. Vor allem durch die Geometrie des Außenohres, aber auch des Kopfes, der Schulter und der Form des Oberkörpers verändern sich die Eigenschaften des Schallfeldes (auch Freifeldsignal<sup>3</sup>). Es ergibt sich eine Frequenz-

<sup>3</sup> Als Freifeld versteht man eine Schallsituation, in welcher der Hörende den gesamten Schall als Direktschall einer Schallquelle wahrnimmt.

Entfernungs- und Richtungsabhängigkeit, die als kopfbezogene Freifeldübertragungsfunktion bezeichnet wird. Der mehrfach gekrümmte äußere Gehörgang ist ca. 35 mm lang und hat einen Durchmesser von 7 mm bis 8 mm. Seine richtungsunabhängige Resonanzeigenschaft im Bereich von 2 kHz bis 5 kHz führt zu einer Schalldruckpegelerhöhung am Trommelfell von 10 dB bis 20 dB. Insgesamt ergibt sich für die Luftschallleitung eine kopfbezogene Außenohr-Übertragungsfunktion (dt. KÜF, engl. HRTF), die das Verhältnis vom Schalldruck am Trommelfell zum Schalldruck im Freifeld beschreibt (vgl. DIEROFF [16], SOTTEK [129], FELLNER & HÖLDRICH [36], KREMER [77], BERGHAUS [8]).

#### 3.1.2 Mittelohr

Das Mittelohr befindet sich in der luftgefüllten Paukenhöhle, welcher über die Eustachische Röhre (*Tuba tympani [Eustachii]*) mit dem Rachenraum (*Epipharynx*) verbunden ist. Dadurch wird ein Druckausgleich zwischen Mittelohr und Außenohr gewährleistet, der durch Schlucken oder Gähnen herbeigeführt werden kann. Im Mittelohr befinden sich die drei Gehörknöchelchen Hammer (*Malleus*), Ambos (*Incus*) und Steigbügel (*Stapes*). Sie sind gelenkig miteinander verbunden und übertragen die Schwingungen des Trommelfells auf das ovale Fenster des Innenohres. Der Schall aus der Luft muss dabei an die Flüssigkeiten des Innenohres übertragen werden (siehe 3.1.3 Innenohr). Luft hat eine geringe Impedanz (Schallwellenwiderstand) und eine große Schallschnelle. Die Flüssigkeiten des Innenohres besitzen dagegen eine sehr hohe Impedanz und eine geringe Schallschnelle. Der Mittelohr-Apparat (Trommelfell und Gehörknöchelchen) realisiert eine Impedanzanpassung zwischen diesen beiden Medien. Ohne diese Anpassung würde ein großer Teil der Energie am ovalen Fenster reflektiert werden und verloren gehen. Durch das Verhältnis der Trommelfellfläche zur Steigbügelfläche (ca. 1:17) und der Hebelwirkung des Trommelfells auf die Untersetzung des Hammer-Amboß-Gelenks (ca. 1:1,3) kann bei der Schalldrucktransformation von einer Schalldruckerhöhung an der Steigbügel Fußplatte von

ca. 1:22 ausgegangen werden. Die an Hammer und Steigbügel ansetzenden Mittelohrmuskeln *M. tensor tympani* und *M. stapedius* können durch ihre reflektorische Kontraktion (bei lauten Schallreizen) die Impedanzanpassung verändern. Dies ist vor allem für den Schutz des Gehörs von Bedeutung (vgl. BÖHME [11], KLINKE [75]).

#### Das Trommelfell als „Fenster“ zum Mittelohr

Das Trommelfell (*Membrana tympani*) kann man in vier Quadranten einteilen (vorne oben und unten, hinten oben und unten, siehe Abbildung 3.2). Den Hauptteil der Membran bildet der gespannte Teil, die *Pars tensa*. Den kleineren schlafferen Teil stellt die *Pars flaccida* dar.

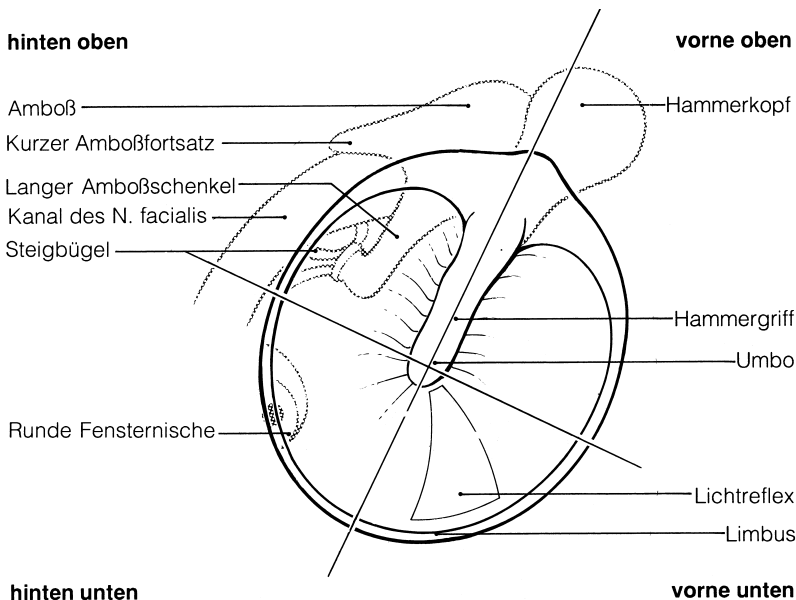


Abbildung 3.2: *Trommelfell mit Quadranteneinteilung, aus BERGHAUS [8], S. 27*



Auffällig ist die zentrale Einziehung des *Umbo membranae tympani* und die durch die Ankoppelung des Hammers bedingte *Stria mallearis*. Der *Umbo* kann annäherungsweise als mechanischer Eingang des Mittelohrs beschrieben werden.

#### Die Übertragungsfunktion des Mittelohres

Die frequenzabhängigen Vorgänge im Mittelohr lassen sich über eine Übertragungsfunktion beschreiben. Eine vollständige Beschreibung der mechanischen Reaktion der *Ossikelkette*<sup>4</sup> auf den Schallreiz liegt bisher noch nicht detailgetreu vor. Gründe dafür sind vor allem die schwere Zugänglichkeit sowie die Komplexität des Mehrkörpersystems aus Gehörknöchelchen, Trommelfell und ovalem Fenster (siehe auch Kapitel 3.3, vgl. WALLER [136])

#### 3.1.3 Innenohr

Das Innenohr oder auch Labyrinth ist ein komplexes mit Lymphe ausgefülltes Hohlraumssystem, welches in das Felsenbein, dem steifsten Knochen des Menschen, eingelagert ist. Es umfasst zwei Sinnesorgane, das Gleichgewichtsorgan und das Hörorgan (*Cochlea*). Letzteres enthält die Sinneszellen.

Die Basis der *Cochlea* ist ca. 10 mm breit, mit einer Gesamtlänge bis zum Apex von ca. 32 mm und zweieinhalb Windungen (beim erwachsenen Menschen). Man unterteilt drei gangartige Räume:

- (1) *Scala vestibuli* und
- (2) *Scala tympani*

Beide Räume sind mit Perilymphe gefüllt und sind am Apex durch das *Helicotrema* verbunden. An der Basis wird die *Scala vestibuli* durch die Stapesfußplatte am ovalen Fenster und die *Scala tympani* durch eine

---

<sup>4</sup>Gehörknochenverbund



Auf den apikalen Enden der Haarzellen und der Stützzellen befindet sich die *Retikularlamina*, eine ionendichte Grenzfläche, welche die *Cortilymphe* von der *Endolymphe* der *Scala media* trennt. Die Haarzellen tragen die feinen Haarbüschel (*Stereovilli* oder *Stereozilien*), die untereinander mit „tip links“<sup>7</sup> verbunden sind. Abgeschlossen wird das Corti-Organ durch die aufliegende Tektorialmembran. An der Unterseite dieser Membran sind die längsten Haarbüschel der OHC angeheftet. Vom aktuellen Stand der Forschung ist davon auszugehen, dass die *Stereovilli* der IHC in der Flüssigkeit des subtektorialen Spaltes<sup>8</sup> frei beweglich sind (vgl. BERGHAUS [8], KLINKE [75], NOWOTNY & GUMMER [99]).

#### **Der dreistufige Transduktionsmechanismus der Schallumsetzung im Innenohr**

- Die Steigbügelbewegungen lösen eine Wanderwelle (vgl. BÉKÉSY [5]) aus, die von der Basis der Cochlea bis zum Apex verläuft. Die Wellen bilden aufgrund der abnehmenden Steife<sup>9</sup> der Basilarmembran Amplitudenmaxima an den verschiedenen Orten der Cochlea aus. Man spricht von einer Frequenz-Ortsabbildung (Ortstheorie).
- Durch diese Wellenbewegung wird nun eine Scherbewegung zwischen der Basilarmembran und der Tektorialmembran erzeugt. Dadurch werden die *Stereovilli* abgebogen und die „tip links“ gedehnt. Dies führt wiederum zu einer Öffnung der Transduktionskanäle (Ionenkanäle) in der Membran der *Stereovilli* und zu einer Potenzialdifferenz zwischen dem Endolymphraum des subtektorialen Spaltes (-70 mV) und *Zytoplasma* der OHC (+80 mV). Die Haarzelle wird depolarisiert und bei Verschluss der Transduktionskanäle repolarisiert. Sie führt dabei oszillierende Längenände-

---

<sup>7</sup>Dabei handelt es sich um feinste Eiweißfäden mit einer Länge von ca. 10 nm.

<sup>8</sup>Der Bereich zwischen der Retikularlamina und der Tektorialmembran wird als subtektorialer Spalt bezeichnet.

<sup>9</sup>Durch die abnehmende Steife und die Verringerung der mitschwingenden Massen wird die Schwingungsfähigkeit der Basilarmembran für eine bestimmte Anregungsfrequenz optimal.

rungen aus und verstärkt lokal die Wanderwelle. Die Frequenzselektivität wird dadurch erhöht, da die Oszillation der Haarzelle die gleiche Frequenz besitzt wie der Schallreiz (vgl. KLINKE [75]).

- Durch die verstärkte Schwingungsenergie werden auch die *Stereovilli* der inneren Haarzellen abgebogen und durch die Dehnung der „tip links“ depolarisiert. Im Gegensatz zu den äußeren Haarzellen löst das Rezeptorpotential aber eine Transmitterausschüttung<sup>10</sup> aus, die den Hörnerv erregt (vgl. KLINKE [75]).

Bei der Kontraktion und Elongation der OHC verkleinert und vergrößert sich der subtektoriale Spalt (stimulussynchron) im Bereich der IHC. Nach NOWOTNY & GUMMER [99] führt dies zusätzlich zu einer Radialbewegung der Lymphflüssigkeiten um die *Stereovilli* der IHC. Nach dem korrespondierenden Autor handelt es sich hierbei um einen zweiten Stimulationsmodus für die inneren Haarzellen, der zum einen wie ein weiterer Verstärkungsmechanismus wirkt und zum anderen den Reibungsverlusten im subtektorialen Spalt entgegenwirkt.

Das Verhältnis zwischen den o.g. Bewegungsmodi ist noch nicht bekannt und bedarf weiterer Forschung.

---

<sup>10</sup>in Form von Glutamat, an der Basis der Haarzelle

### 3.2 Abbildung der aktiven Innenohrfunktion: Otoakustische Emissionen (OAE)

*„...Das genaue Datum der ersten Untersuchung sowie das Alter des Kindes sind mir nicht mehr in Erinnerung. Ich meine, das Kind war klein und konnte nicht gehen und nicht sprechen. Nahe den Ohren war rechts und links - nicht genau seitengleich - hochtönend, gleichbleibend, nicht pulsierend, ein Geräusch zu vernehmen. Das war einmalig und unerklärlich...“*

Walter KUMPF [80] (damaliger Assistenzarzt in Münster 1958-1966) in „Erinnerte spontane otoakustische Emissionen aus drei Ohren“, S. 72

Die äußeren Haarzellen auf der Basilarmembran des Innenohres sind keineswegs nur passive Sinneszellen, die bei Anregung Signale an den Hörnerv weitergeben. Mit oder ohne akustische Reizung generieren sie als Folge ihrer periodischen Kontraktion aktiv mechanische Schwingungen, die sogenannten otoakustischen Emissionen. Diese überlagern sich mit der anterograden Wanderwelle und breiten sich retrograd zum ovalen Fenster hin aus und werden über das Innenohr und die Ossikelkette an das Trommelfell weiter geleitet. Die schwachen Schallwellen können mit einem empfindlichen Mikrophon (Ohrsonde) im äußeren Gehörgang gemessen werden (HOTH & LENARZ [53]).

Man unterscheidet in spontane otoakustische Emissionen (SOAE), die ohne aktive Anregung ständig aus der Cochlea ausgesendet werden, und in evozierte otoakustische Emissionen, die durch äußere Schallreize entstehen. Der erste experimentelle Nachweis der evozierten otoakustischen Emissionen gelang KEMP [70] 1978. Sie treten in einem Dynamikbereich von ca. -30 dB(SPL) bis ca. 20 dB(SPL) auf und werden in Abhängigkeit von der Art der Schallreizung unterteilt in:

- Stimulusfrequenzemissionen (SFOAE)
- transitorisch evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE)

- Otoakustische Distorsionsprodukte (DPOAE)

(vgl. JANSSEN [65]).

Die Entstehung otoakustischer Emissionen ist an ein intaktes Innenohr und die Funktionsfähigkeit der äußeren Haarzellen gebunden. Wenn diese z.B. durch Schalltraumata oder ototoxische Medikamente geschädigt werden, ist ein OAE-positiver Befund praktisch ausgeschlossen. Insbesondere gilt dies für die transitorisch evozierten Emissionen. Weiterhin wird der Nachweis der OAE durch alle Schalleitungsstörungen beeinträchtigt, deren Ursache im peripheren Hörsystem lokalisiert sind (vgl. HOTH [50]). Nahezu bei allen jungen und hörgesunden Menschen können OAE gemessen werden. Mit zunehmenden Alter nehmen die Emissionspegel ab<sup>11</sup>. (vgl. JANSSEN [65], PROBST [115]).

### 3.2.1 Stimulusfrequenzemissionen (SFOAE)

Bei Anregung des Gehörs mit einem Sinuston fester Frequenz (Dauerton) werden simultan zum Stimulus Emissionen (SFOAE) aus dem Innenohr emittiert. Dabei überlagern sich Schallreiz und Emission und erschweren so die Registrierung. Da die SEOAE dieselbe Frequenz wie der erregende Ton haben, sind sie nur über die Veränderung der Eingangsimpedanz des Ohres nachweisbar (vgl. GANZ [38]). Bis heute wurden nur wenige systematische Studien mit simultan evozierten otoakustischen Emissionen gemacht, bzw. es besteht noch weiterer Forschungsbedarf (vgl. JANSSEN [65]). Im weiteren wird nicht näher auf die SEOAE eingegangen.

---

<sup>11</sup>In einer retrospektiven Studie an der Univ.-HNO-Klinik Heidelberg konnte festgestellt werden, dass die OAE-Amplitude nicht nur mit dem altersbedingten Hörverlust, sondern auch mit dem Alter abnimmt. Nach den vorläufigen Ergebnissen beträgt die Abnahme ca. 6 dB vom 5. bis zum 80. Lebensjahr. Dies entspricht einer Halbierung der OAE-Amplitude (vgl. HOTH & GUDMUNDSDOTTIR [52])

### 3.2.2 Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE)

Bei transienter Schallreizgenerierung über eine im Gehörgang platzierte Ohrsonde entsteht auf der Basilarmembran eine Wanderwelle, die von basal nach apikal läuft (vgl. BÉKÉSY [5]). Die cochleäre Antwort (hier TEOAE) enthält alle aus dem Reiz (Click, Chirp, Toneburst etc.) resultierenden Frequenzen zwischen 500 Hz (spätere Latenzzeit<sup>12</sup>) und 8 kHz (frühere Latenzzeit<sup>13</sup>) und wird in zeitlich begrenzten Signalabschnitten registriert (ca. 20 ms). Zur Evokation der TEOAE wird vorrangig der „Klickreiz“ verwendet. Dabei wird die Membran des in der Ohrsonde integrierten Lautsprechers (Wandler) für eine kurze Zeit (80  $\mu$ s bis 120  $\mu$ s, Reizfolgerate 20 Hz bis 40 Hz) aus ihrer Ruhelage ausgelenkt. Durch die Trägheit und Reibung des Wandlers entsteht zwar ein rascher aber nicht unendlich steiler Amplitudenanstieg, dem einige Nachschwingungen folgen (vgl. HOTH & LENARZ [53]).

Ein großes Problem bei der Messung der TEOAE sind Störgeräusche, die durch Atmung, Bewegungen der Versuchsperson, Reflexionen im Gehörgang oder durch externe Geräusche entstehen. Diese sind den eigentlichen Nutzsignalen, den TEOAE, überlagert. Durch eine Signalmittelung kann die Signalqualität verbessert und das Nutzsignal (TEOAE) gewonnen werden. Das Rauschen wird zu einem Restrauschen. Unterstellt wird dabei, dass Signal und Rauschen nicht korrelieren. Das Rauschen ist „zufällig“ verteilt ist („Weißes Rauschen“<sup>14</sup>). Durch die Aufsummierung von  $n$  Messungen steigt die Amplitude des Nutzsignals um den Faktor  $n$ , wobei das Störsignal nur um den Faktor  $\sqrt{n}$  wächst (vgl. HOTH & LENARZ [53]). In der Praxis sind ca. 260 Messdurchläufe üblich (vgl. EWALD [34] und HOTH [54]). Der Zusammenhang zwischen der Anzahl der Messungen ( $n$ ) und der Signalqualität ist in Abbildung 3.4 dargestellt.

---

<sup>12</sup>Apikale Cochleareregionen antworten mit niedrigen Emissionsfrequenzen.

<sup>13</sup>Basale Cochleareregionen antworten mit hohen Emissionsfrequenzen.

<sup>14</sup>Sein arithmetisches Mittel ist null.

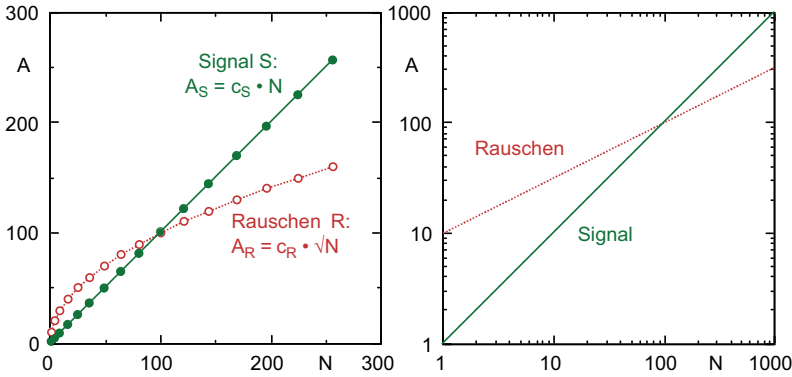


Abbildung 3.4: *Störfreierung des TEOAE-Messsignals nach HOTH [53], S.37*

Der Störfreierungsgewinn berechnet  $G$  sich zu:

$$G = 10 \log(n) \quad (3.1)$$

Die Mittelung der Signale bewirkt aber keine vollständige Auslöschung des Störsignals bzw. des Restrauschens. Bei der Erfassung der OAE wird davon ausgegangen, dass das Gehör auf zwei gleichwertige aber nicht identische und kurz hintereinander folgende Reize in gleicher Weise reagiert („physiologische Antwort“). Die Messungen werden zu diesem Zweck abwechselnd in einem  $A$ - und einem  $B$ - Signal gespeichert. Aus den gewonnenen Teilmittelwerten  $A(t)$  und  $B(t)$  kann ein Gesamtmitelwert  $S$ <sup>15</sup> berechnet werden:

$$S = \frac{A + B}{2} \quad (3.2)$$

Repräsentativ für das Rauschen  $R$  ergibt sich entsprechend:

$$R = \frac{A - B}{2} \quad (3.3)$$

<sup>15</sup>Summe aus Nutz- und Störsignal



Wie oben beschrieben gilt für das ungemittelte Originalsignal, dass die TEOAE auch vom Reizsignal überlagert sind, welches die restlichen Signalanteile um einige Zehnerpotenzen überragt. Durch eine zeitlich selektive Amplitudenkontrolle, die etwa 4 ms nach Reizbeginn einsetzt, können die TEOAE zum größten Teil selektiert werden („reject area“), d.h. die am stärksten vermischten Signalanteile werden gelöscht. Die gewonnenen Signalabschnitte werden wie oben beschrieben aufsummiert und durch die Anzahl der Messungen dividiert.

Durch die zeitabhängige Amplitudenkontrolle und Signalmittlung ist es aber nicht möglich, cochleäres (*cochlear response*) und passives Echo (*ear canal response*) vollständig zu trennen<sup>16</sup>, es sei denn, man verschiebt die Begrenzung des Zeitfensters zu Ungunsten der Registrierung hoher Frequenzanteile (frühere Latenzen) nach hinten.

Reiz und Emission stehen in einem nichtlinearen Verhältnis. Dieser Effekt wird bei der Signalverarbeitung der Emission ausgenutzt, um das passive Echo vom physiologischen (cochleären) Signal zu unterscheiden. Das passive Echo wächst linear mit der Amplitude des Reizes. Hingegen nimmt die Amplitude der Emission auf Grund des Sättigungseffekts der OHC immer weniger zu. Die Verwendung eines nichtlinearen Reizblocks (nonlinear-mode<sup>17</sup>) ermöglicht die Trennung von Artefakt und aktivem Echo (vgl. HOTH & LENARZ [53]). Dies bringt zusätzlich den Vorteil, dass bei den gewonnenen TEOAE die hochfrequenten Signalanteile erhalten bleiben. Allerdings wird nur die Abweichung von der Linearität, der bei verschiedenen Reizpegeln erfolgten Antworten, erfasst (vgl. HOTH & LENARZ [53]).

Die Pegel der transitorisch evozierten Emissionen liegen zwischen 50 dB

---

<sup>16</sup>da letzteres nicht als stochastisch betrachtet werden darf

<sup>17</sup>Der Reizblock wird als Folge von drei Reizen  $p_0$  gleicher Amplitude und einem vierten Reiz  $-3p_0$  dreifacher Amplitude mit umgekehrter Polarität generiert. Unter der theoretischen Voraussetzung linearer Verhältnisse im abgeschlossenen Restvolumen im Gehörgang wird durch die Phasenumkehr das passive Echo fast vollständig ausgelöscht.

bis 70 dB unter dem Reizpegel und können bis zu einem Hörverlust von 30 dB nachgewiesen werden. Die TEOAE sind bei jedem Mensch über Jahre hinweg relativ konstant, wenn keine Schädigung des Innenohres auftritt. Eine typische Dokumentation des Ergebnisses einer TEOAE-Messung an einem normalhörenden Ohr ist in Abbildung 3.5 dargestellt (mit ILO88<sup>18</sup>). Eine klinische Anwendung findet man hauptsäch-

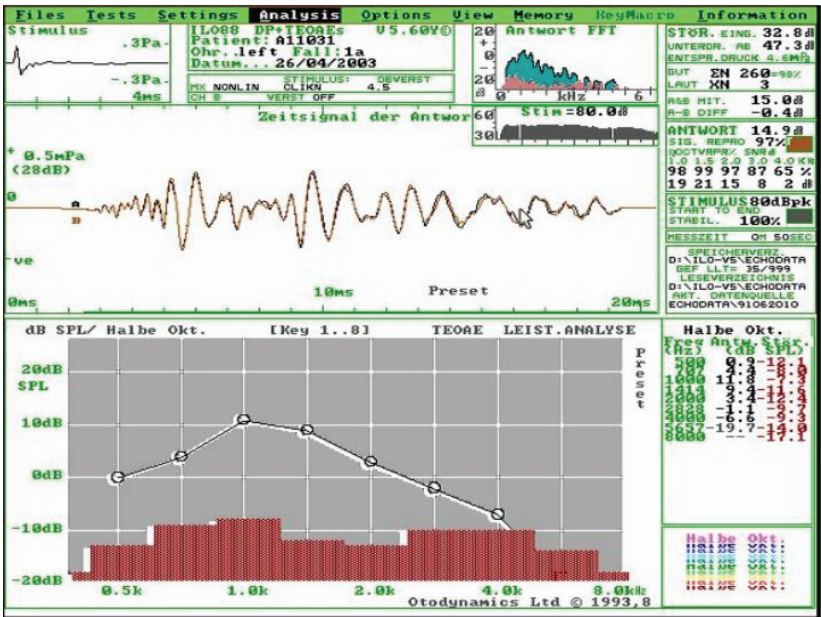


Abbildung 3.5: Darstellung der TEOAE-Ergebnisse bei der ILO88

lich beim Neugeborenen-Screening und in der Funktionskontrolle, z.B. auf Hörsturz, Anwendung ototoxischer Medikamente oder Auswirkungen von Lärm (vgl. SPECHT [130]). TEOAE eignen sich vorrangig zur groben und wenig frequenzspezifischen Abschätzung des Hörverlustes

<sup>18</sup>von Otodynamics Ltd.

und somit nur zur globalen Funktionskontrolle des Innenohres. Die spektrale Zusammensetzung der TEOAE drückt eher Inhomogenitäten des Corti-Organ aus (vgl. HOTH & LENARZ [53], GANZ [38]). Nach JANSSEN [65] kann man anhand des TEOAE-Spektrums prinzipiell schätzen, welche Sinnesareale (OHC) im Corti-Organ funktionstüchtig sind und welche nicht. Der Verlust der TEOAE deutet auf Störungen oder Verlust äußerer Haarzellen hin, die eine häufige Ursache der Innenohrschwerhörigkeit sind. Die Mobilität der OHC ist somit direkt messbar (vgl. ZENNER [141]). Eine Unterscheidung in basale und apikale Bereiche erscheint möglich. Die Stärke der TEOAE liegt vor allem in ihrer intraindividuellen Stabilität und liefert somit großes Potential für Verlaufskontrollen z.B. lärmexponierter Personen am Arbeitsplatz. Wie mehrfach in der Literatur beschrieben, ist die Messung der transitorisch evozierten otoakustischen Emissionen ein sehr sensibles Verfahren für eine frühzeitige Erfassung der durch Lärm verursachten Gehörschädigung (vgl. PLINKERT ET AL. [113], LIPSIIUS [83], ERNST & BASTA [33]).

#### 3.2.3 Otoakustische Distorsionsprodukte (DPOAE)

Als direkte Folge der Nichtlinearitäten in der *Cochlea* können mit zwei Primärtönen benachbarter Frequenz Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) evoziert werden. Sie entstehen in der schmalen Überlappungszone der beiden Wanderwellen aus den Primärtonfrequenzen  $f_1$  und  $f_2$  und mit der höchsten Amplitude bei der Frequenz  $2f_1 - f_2$ . Nach JANSSEN [65] kann man folgendes Gedankenmodell zum Entstehungsmechanismus der DPOAE aufstellen:

Die Reizpegel  $L_1$  und  $L_2$  mit den Frequenzen  $f_1$  und  $f_2$  erzeugen auf der Basilarmembran Wanderwellen mit den Maxima an den Orten  $x_2$  und  $x_1$ . Im Überlappungsbereich (roter Bereich) der Umhüllenden der beiden Wanderwellen entstehen Schwingungen der Frequenz  $2f_1 - f_2$ . Diese pflanzen sich retrograd nach außen fort und können als DPOAE mit dem Schallpegel  $L_{DP}$  im Gehörgang gemessen werden. Die größte Amplitude dieser Schwingungen liegt am Ort  $x_e$  (siehe Abbildung 3.6).

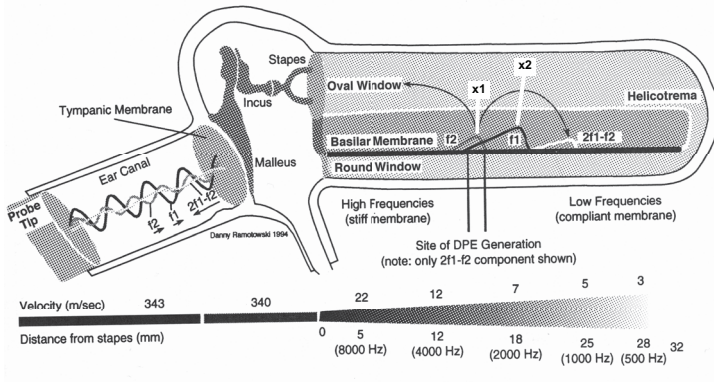


Abbildung 3.6: Gedankenmodell zum Entstehungsmechanismus der DPOAE, modifiziert nach KIMBERLEY [72]

### 3.2.4 Aufbau und Funktion der Messapparatur

Die Messapparatur besteht aus Reizgeber, Sonde, akustischer Abschirmung, Signalverarbeitungssystem und Rechner. Der Reizgeber stellt die elektrischen Signale für den akustischen Reiz zur Verfügung. Die Sonde, welche schalldicht in den äußeren Gehörgang eingesetzt wird, besteht aus zwei Schallsendern (akustischer Reiz) und einem Miniaturmikrophon (Registrierung des Schalldrucksignals im Restvolumen). Da die Ausgangsspannung des Mikrophons nur einige Millivolt beträgt, wird diese verstärkt, gefiltert und digitalisiert und anschließend dem Signalverarbeitungssystem zugeführt. Dieses System steuert den Messablauf (online), hauptsächlich die Synchronisation von Reiz und Signalerfassung sowie die Auswertung der Messergebnisse (offline) (vgl. HOTH & LENARZ [53]).

### 3.2.5 Sondenanpassung und Kalibrierung

Um valide Messwerte zu gewährleisten, ist eine korrekte und stabile Platzierung der Sonde besonders wichtig. Dabei muss die Sonde mit dem Gehörgang rundum einen luftdichten Abschluss bilden, da sonst oszillierende Schalldrücke und Resonanzen auftreten, die sich im Spektrum zeigen. Bei einem angekoppelten Volumen<sup>19</sup> oder wenn die Sondenöffnung gegen die Gehörgangswand gerichtet ist, kommt es zum Beispiel im Zeitverlauf und im Spektrum zu Überhöhungen im Bereich hoher Frequenzen (vgl. [65]), [53]). Wünschenswert wäre es, einen definierbaren Schalldruck am Trommelfell zu erzeugen bzw. zu messen (vgl. SIEGEL [128]). Da die Gehörgänge individuelle Ausprägungen aufweisen, müssen diese in die Auswertung der OAE mit einbezogen werden. Mit den heute kommerziell verfügbaren Ohrsonden ist dies jedoch noch nicht möglich. Das größte Problem besteht darin, die elektrischen Spannungen am Lautsprecher in einen definierten Schalldruck am Trommelfell umzusetzen.

Nach LIPSIOUS [83] kann oft nicht sicher eingeschätzt werden, ob die OAE überhaupt richtig gemessen wurden, da die häufigsten Messfehler bereits bei der Platzierung der Sonde entstehen. Einen Widerspruch dazu zeigen repetitive Messungen mit Ein- und Aussetzen der Sonde von ERNST & BASTA [33]. Dies beinhaltete eine Herausnahme und einen Wiedereinsatz der Messsonde mit drei Einzelmessungen bei einem Probanden. Es ergaben sich keine gravierenden Unterschiede in den Messergebnissen. Die Autoren deuteten dies als Hinweis für die hohe Reproduzierbarkeit und Stabilität der TEOAE-Ableitung.

Um eine intraindividuelle Vergleichbarkeit der OAE-Messungen herzustellen, werden im Normalfall Sondenkalibrierungen vor und während der Messung durchgeführt. Ziel dieser Kalibrierung ist es, den Schalldruck am Trommelfell möglichst genau zu schätzen (vgl. MÜLLER ET. AL [96]). Die gebräuchlichsten Verfahren der Sondenkalibrierung sind

---

<sup>19</sup>wenn die Sondenspitze durch eine überstehende Dichtung verlängert ist

die „Im-Ohr-Kalibrierung“ und die „Konstant-Spannungs-Kalibrierung“.

Bei der „Im-Ohr-Kalibrierung“ wird ein Signal vom Ohrsondenlautsprecher ausgegeben und über das integrierte Mikrophon aufgenommen. Dann werden die Signale bzw. Spannungen am Lautsprecher frequenzabhängig so korrigiert, dass ein frequenzkonstanter Stimuluspegel am Mikrophon anliegt. Nach OSWALD [100] ist der Schalldruck im Restvolumen vorrangig von individuellen Parametern wie der Gehörgangslänge oder der Mittelohrimpedanz beeinflusst. Ein Hauptproblem sind dabei *Stehende Wellen*. Sie entstehen frequenzabhängig durch die Überlagerung zweier ebener Wellen gleicher Wellenlänge mit entgegengesetzter Laufrichtung. Befindet sich das Mikrophon der Ohrsonde in einem Knoten<sup>20</sup> der stehenden Welle (entspr.  $\lambda/4$ ), ist der Schalldruckpegel am Trommelfell größer als der am Mikrophon der Ohrsonde gemessene Schalldruck. Um so kürzer der Abstand der Gehörsonde zum Trommelfell ist, desto höher sind die Frequenzanteile, die durch *Stehende Wellen* ausgelöscht werden können, bzw. nicht durch den Sensor in der Sonde registriert werden können (vgl. auch WHITEHEAD ET. AL [138]). Die Reflexionsverhältnisse am realen Trommelfell weichen jedoch stark von diesem Modell ab, da die Impedanz des Trommelfells frequenzabhängig ist und zusätzlich Phasenverschiebungen auftreten.

Bei der „Konstant-Spannungs-Kalibrierung“ wird nicht direkt im Gehörgang kalibriert, sondern über einen Referenzkuppler eine Kalibrierkurve hinterlegt. Lokale Minima, wie sie durch *Stehende Wellen* verursacht werden, haben hier nicht so einen hohen Einfluss auf die Messung. Nach MÜLLER ET. AL [96] stimmt das Übertragungsverhalten bis zu 4 kHz gut mit einem realen Gehörgang überein.

---

<sup>20</sup>Knoten oder auch Schwingungsknoten entsprechen dem ortsfesten Minimum der Schwingung

### 3.2.6 Messung der OAE über die Knochenleitung

Durch die oben aufgezeigten Probleme bei der Kalibrierung des OAE-Stimulus liegt es auf der Hand, über alternative Möglichkeiten zur Einkoppelung des Stimulus nachzudenken. Im Folgenden zwei kurze Beispiele:

PURCELL ET AL. [117], [116] untersuchten die Möglichkeiten der Knochenleitung bei der Messung von DPOAE. Dabei stellten sie fest, dass vergleichende Messungen der OAE über Luftleitung ( $AC^{21}$ ) und Knochenleitung ( $BC^{22}$ ) zu sehr geringen Abweichungen in den Ergebnissen führten. Zur Messung verwendeten sie zwei piezo-elektrische Vibratoren, die jeweils Stimuli bei einer Frequenz  $f_1$  oder  $f_2$  erzeugten. Die Vibratoren wurden für einen Frequenzbereich von 1 kHz bis 6 kHz kalibriert. Anschließend wurden die Vibratoren an unterschiedlichen Anlagestellen am Kopf der zu untersuchenden Person angebracht. Vibrator 2 ( $f_2$ ) wurde contralateral am *Mastoid* angebracht und Vibrator 1 ( $f_1$ ) ipsilateral hinter dem zu messendem Ohr. Dabei wurde die Erkenntnis gewonnen, dass ein absoluter Vergleich der AC und BC nicht möglich ist, da bei der aufwendigen Kalibrierung der Knochenleitungshörer immer wieder Probleme auftreten.

ROSSI ET AL. [120], [121] kamen bereits 1988 zur Erkenntnis, dass die Knochenleitung für die Messung von TEOAEs geeignet ist. Ein weiterer Vorteil ergibt sich daraus, dass auch nach einer Operation am Gehörgang Messungen durchgeführt werden können. Zudem kann der Reiz (Stimulus-Amplitude) über die Knochenleitung gering gehalten werden, bzw. wird im Vergleich zur Luftleitung eine stärkere Belastung provoziert.

(vgl. auch STENFELT & GOODE [131])

---

<sup>21</sup>AC = Air Conduction

<sup>22</sup>BC = Bone Conduction

### 3.3 Mittelohrmodelle

Im Folgenden werden zwei grundlegende Verfahren der objektiven Audiometrie gegenübergestellt, bei denen keine aktive Mitarbeit des Patienten notwendig ist. Die Darlegungen, die keineswegs vollständig sind, dienen nicht einer Wertung der verschiedenen Verfahren, sondern lediglich einem kurzen generellen Abriss. Das Hauptaugenmerk lag hierbei auf der Recherche von Modellen zur Simulation der hin- und rückwärtigen Übertragungsfunktion. Mit ihrer Hilfe soll es möglich sein, z.B. bei OAE-Messungen die Einflüsse des Mittelohres auf den emittierten Schall zu untersuchen und gegebenenfalls herauszurechnen. Damit dies möglich wird, müssen die Modelle zwei wichtige Funktionen erfüllen.

- Zum einen sollen sie einfach zu implementieren sein und effizient arbeiten. Bei der Auswertung von Messergebnissen wäre das Modell nicht tragbar, wenn viel Zeit für seine Bearbeitung verwendet werden muss, die in keiner Relation zum zeitlichen Aufwand der sonst sehr schnell durchführbaren OAE-Messung steht.
- Zum anderen soll das Modell individuell an den Patienten/ Probanden anpassbar sein. Es wird ein Modell gesucht, das eine variabel anpassbare Übertragungsfunktion bereitstellt. Dies bedeutet, dass über audiometrische Messverfahren Parameter gemessen und berechnet werden sollen, die als eigenständige Parameter Einfluss in der Übertragungsfunktion finden und eine an den Patienten angepasste Modellgrundlage entsteht.

#### Felsenbeinpräparate

Die Schwierigkeit des messtechnischen Zugangs zum Mittelohr lässt sich durch die Verwendung von geeigneten Subsystemen wie Felsenbeinpräparaten umgehen. Das Felsenbein ist jener Abschnitt des Schläfenbeinknochens, welcher das Innenohr umgibt, wobei die Cochlea einen schneckenförmigen Hohlraum im Felsenbein darstellt. Um einen direkten Vergleich des ausgesendeten Schallreizes mit dem an der Innenohrbasis ein-



treffenden Schallreiz zu ermöglichen, kann mit Messungen an Felsenbeinpräparaten die exakte Beurteilung der übertragenen Schallreize im statoakustischen<sup>23</sup> System vorgenommen werden. Da zur Herstellung solcher Präparate eine chirurgische Herauslösung des Hörapparates aus dem Schädelknochen notwendig ist, werden die Messungen am Leichnam vorgenommen. Man unterscheidet Präparate mit oder ohne sich anschließender Gehörknöchelkette.

### **3.3.1 Das Modell von HUDDE und ENGEL**

Das Modell wurde 1997 unter dem Namen „Measuring and Modeling Basic Properties of the Human Ear and Ear Canal“ veröffentlicht. Es beschäftigt sich nicht nur mit dem Mittelohr und dessen Eigenschaften, da nach HUDDE & ENGEL Außen- und Mittelohr und Ohrkanal nicht von einer funktionellen Beschreibung des Mittelohrs getrennt werden können (vgl. HUDDE & ENGEL [55]). Die Veröffentlichung besteht aus drei Teilen. Der erste Teil beschreibt die Struktur des Modells und die unterschiedlichen Messtechniken. Teil II beschäftigt sich sehr ausführlich mit dem Außen- und Mittelohr und dem Einfluss ihrer einzelnen Bestandteile auf die Funktionen (HUDDE & ENGEL [56]). Aufbauend auf den Ergebnissen der ersten beiden Teile führt der dritte Teil die Ergebnisse zusammen und berechnet basierend auf dem Modell Transferfunktionen des Mittelohrs (HUDDE & ENGEL [57]).

#### **Aufbau und Fragen zur Umsetzbarkeit**

Das Modell setzt sich aus drei verschiedenen Vierpolen zusammen, die miteinander verschaltet sind. Die einzelnen Vierpole abstrahieren dabei das äußere Ohr (Vierpol C), den „Kernel“ - Trommelfell, Hammer

---

<sup>23</sup>In der „Statoakustik“ werden das äußere Ohr, das Mittel- und das Innenohr zusammengefasst. Es gibt aber keine vollständige Kennzeichnung der Gewebe, da z.B. die Bogengänge keine statische Funktion haben. Sie sprechen eher auf Winkelbeschleunigungen an und lösen „Drehaktionen“ aus. Deshalb müsste man eher von einem „stato-kineto-akustischen System“ sprechen (vgl. BERTOLINI ET AL. [9]).

und Ambos - (Vierpol K) und den Steigbügel (Vierpol S). Zusätzlich führen die Autoren Widerstände ein, die Impedanzen von Quellen aber auch von Teilen des Hörorgans (z.B. Schalldrucktransformation im Mittelohr) darstellen. Die Verschaltung des Modells ist in Abbildung 3.7 dargestellt.

Anhand dieser schematischen Zeichnung lässt sich die Komplexität des Modells erkennen. Die o.g. Parameter werden deshalb an präparierten Knochen („temporal bones“) gemessen und in das Modell eingefügt (vgl. HUDDE & ENGEL [56]). Dafür wurden spezielle Messvorrichtungen entwickelt:

- Acoustical measuring tube (AMT): Die AMT simuliert den Gehörgang eines Ohres.
- Mechanical measuring head (MMH): Der MMH misst die Vibrationen und die übertragene Kraft des Steigbügels. Dazu wird der MMH fest mit Klebstoff an der Steigbügelplatte fixiert.

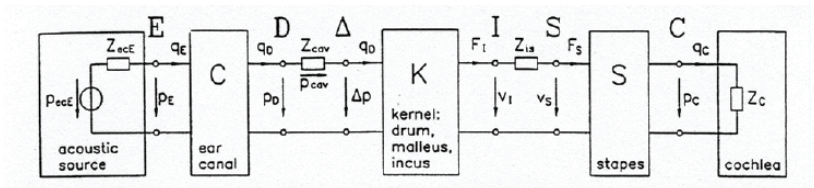


Abbildung 3.7: Aufbau des Mittelohrmodells nach HUDDE & ENGEL [55]

Anhand dieser knappen Beschreibung der Messmethoden wird deutlich, dass das Modell nicht besonders für die Zwecke, die in Kapitel 3.3 beschrieben sind, geeignet ist. Die Autoren machen aber in ihrem Resümee die Feststellung, dass das Mittelohr „insensitive to variations of its mechanical parameters“ ist (vgl. HUDDE & ENGEL [56]). Dies führt zu der Überlegung, dass sich die Mittelohrübertragungsfunktion nur minimal

von Mensch zu Mensch unterscheidet. Geht man von dem in Kapitel 3.3 beschriebenen Ansprüchen aus, würde eine starre Transferfunktion zur Untersuchung ihres Einflusses auf die Mess- ergebnisse der OAE ausreichen. Neben dieser Feststellung enthält die Veröffentlichung einige Ergebnisse, die für diese Arbeit besonders relevant sind.

Ein wichtiger Aspekt ist die Eindimensionalität von Mittelohrmodellen, die für Untersuchungen zur Mittelohrübertragungsfunktion ausreichend ist. Unter Eindimensionalität versteht man, dass jedes akustische Signal und jede mechanische Komponente an beliebigen Orten durch einzelne Elemente hinreichend genau beschrieben werden kann. Dies bedeutet zwar eine Einschränkung der in der Genauigkeit unter der Berücksichtigung wichtiger Parameter wie z.B. Vibrationen, entspricht aber immer noch den Anforderungen an ein zukünftiges PMD und würde eine hinreichend genaue Quantifikation der Lärmbelastung ermöglichen (vgl. HUDDE & ENGEL [56]).

Im ersten Teil gehen HUDDE & ENGEL auf die „Drum Coupling Region“ (DCR) ein. Das Trommelfell stellt sich dabei sehr inhomogen und mit einem stark veränderten Schwing-ungsverhalten über seine Fläche dar. In der Mitte (*Umbo membranae tympani*) kann es als nahezu freischwingend angesehen werden. An den Rändern stimmt diese Näherung nicht. Diese Tatsache würde der Verwendung eines eindimensionalen Modells widersprechen. Um eindimensional bleiben zu können, definieren die Autoren die DCR. Sie stellt eine Näherungsformel dar, mit der es möglich ist, den in einer Region nahe am Trommelfell gemessenen Widerstand auf die eigentliche Trommelfellimpedanz umzurechnen (vgl. HUDDE & ENGEL [55]).

In Teil II der Veröffentlichung wurde der Einfluss der *Pinna*<sup>24</sup> auf die Übertragungseigenschaften des Gehörs untersucht. Speziell wurde der Einfluss der *Pinna* auf die Transferfunktion des Mittelohres untersucht. Es wurde festgestellt, dass die Ohrmuschel nicht nur wichtig für die Or-

---

<sup>24</sup>Ohrmuschel

tung von Schallquellen ist, sondern auch eine „Abflachung“ der kombinierten Transferfunktion von Außen- und Mittelohr bewirkt (vgl. HUDDE & ENGEL [56]). Diese Tatsache unterstützt die Überlegung, eine Einstecksonde mit Ohrpassstück (Otoplastik) und integriertem Sensor-Aktor-System für das PMD zu verwenden.

### 3.3.2 Mittelohrübertragungsfunktion nach KEEFE

Das Ziel der Forschungen KEEFEs lag darin, eine gemittelte Mittelohrübertragungsfunktion mit Hilfe von Parametern aus DPOAE-Messungen annähernd zu beschreiben (vgl. KEEFE [69]). KEEFE experimentierte am „lebenden Objekt“, was dazu führte, dass sich die Parameterbestimmung für die Übertragungsfunktion teilweise als schwierig darstellte. Der Focus lag nicht bei einer möglichst exakten Beschreibung der Übertragungsfunktion (wie z.B. bei Felsenbeinpräparaten), sondern auf einer Annäherung, die das Verhalten des Mittelohres beschreibt.

Ausgangspunkt der Messungen sind DPOAE-Input-/Output (I/O) Funktionen<sup>25</sup>, wobei für jede dieser Funktion eine zugehörige Cochlea-I/O Funktion existiert (vgl. KEEFE [69]). KEEFE nutzt hierzu DPOAE-I/O Funktionen, welche durch GORGA ET AL. [41] an gesunden Ohren über eine große Frequenzbreite aufgenommen wurden.

### Mathematisches Modell der Übertragungsfunktion

KEEFE nutzt ein schematisches Modell, 1980 aufgestellt durch KEMP [71], welches den gemessenen Schalldruck durch EOAE in Abhängigkeit des Eingangsschalldrucks beschreibt. Dieser wird durch die hin- und rückwärtige Übertragung des Mittelohrs, sowie durch die hin- und

---

<sup>25</sup>Unter der Annahme, die Verzerrungscharakteristiken der *Cochlea* seien gleich bleibend über einen großen Bereich ihrer Länge, ist es möglich, durch universelle nichtlineare Funktionen die Basalmembran-Nichtlinearitäten zu beschreiben. Diese Teilmengen gleicher Verzerrungscharakteristik sind die sogenannten Verzerrungs-Skalierungsregionen. Somit stellen die gemessenen DPOAE I/O Funktionen ein Differenzprodukt zwischen der hinwärtigen und rückwärtigen Übertragung der Verzerrungsprodukte (DPs) zum Gehörgang (Trommelfell) dar.

rückwärtige Übertragung innerhalb der *Cochlea* modifiziert.

$$P_{oae} \approx Tm^R \cdot Tc^R \cdot C \cdot Tc^F \cdot Tm^F \cdot P_{stim} \quad (3.4)$$

mit:

$Tm^R$  - rückwärtige Übertragungsfunktion vom ovalen Fenster zum Gehörgang,

$Tc^R$  - rückwärtige *Cochlea*-Übertragungsfunktion von der *Cochlea*-Basis zum ovalen Fenster,

$C$  - nichtlineare *Cochlea*-Funktion,

$Tc^F$  - hinwärtige *Cochlea*-Übertragungsfunktion vom ovalen Fenster zur *Cochlea*-Basis,

$Tm^F$  - hinwärtige Übertragungsfunktion vom Gehörgang zum ovalen Fenster,

$P_{stim}$  - Schalldruckpegel im Ohrkanal

Aufgeteilt in eine lineare und eine nichtlineare Komponente ergibt sich die Funktion als Produkt einer linearen hin- und rückwärtigen Mittelohr-Übertragungsfunktion  $Tm^L$  und einer nichtlinearen hin- und rückwärtigen *Cochlea*-Übertragungs- /Emitterfunktion  $Tc^N$ .

$$Tm^L = Tm^R \cdot Tm^F \quad (3.5)$$

und

$$Tc^N = Tc^R \cdot C \cdot Tc^F \quad (3.6)$$

Für niedrige Stimuluspegel ist die Antwort der Basilarmembran linear (ZWICKER & SCHLOTH [145], ZWEIG [143]). Dadurch ist das Produkt aus der rück- und hinwärtigen *Cochlea*-Übertragungsfunktion amplitudenunabhängig. Alle Nichtlinearitäten der *Cochlea* werden in der unbekannten Funktion  $C$  zusammengefasst. Dadurch ist es möglich, eine

vollständige hinwärtige Übertragungsfunktion  $Tmc^F$ , sowie rückwärtige Übertragungsfunktion  $Tmc^R$  zu bestimmen:

$$Tmc^F = Tc^F \cdot Tm^F \quad (3.7)$$

$$Tmc^R = Tc^R \cdot Tm^R \quad (3.8)$$

Das Verhältnis vom EOAE-Output zum Stimulusschalldruck lässt sich danach wie folgt darstellen:

$$\frac{P_{oae}}{P_{stim}} = Tmc^R \cdot C \cdot Tmc^F \quad (3.9)$$

#### Parameterbestimmung

Die Testfrequenzen wurden so gewählt, dass  $f_2$  von 0,5 kHz bis 8,0 kHz in halben Oktavschritten variiert und  $f_1$  so gesetzt wird, dass  $f_2/f_1 = 1.22$ .  $L1$  wurde so angepasst, dass die DPOAE in ihre Sättigung gelangen. Beim höchsten Testpegel (65 dB) gilt  $L1 = L2$ , während alle weiteren Testpegel der „Pegelschere“ nach KUMMER ET AL. [79] folgen. Die durch GORGA ET AL. [41] gemessenen DPOAE-I/O Funktionen sind in Abbildung 3.8 abgebildet.

In einer alternativen Darstellung der Distorsionsprodukte in Abbildung 3.9 ist zu erkennen, dass alle Funktionen im Mittel als nichtlinear beschrieben werden können. Nach GORGA ET AL. [41] liegt die Standardabweichung der gesamten Datenmenge zwischen 5 dB und 12 dB, die durchschnittliche Standardabweichung bei 7,8 dB mit einem entsprechenden Fehler von  $\approx 1$  dB.

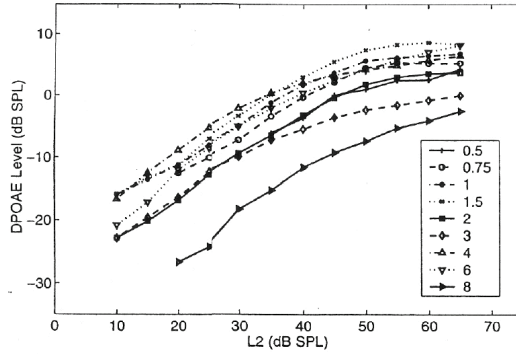


Abbildung 3.8: *DPOAE-Input-/Output-Funktionen für  $f_2$  in kHz aus KEEFE [69]*

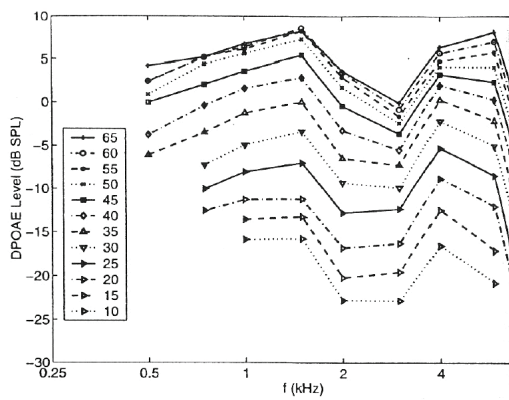


Abbildung 3.9: *Alternative Darstellung von DPOAE-Input-/Output-Funktionen für L2 in dB aus KEEFE [69]*

Bei der Betrachtung der Abbildungen der gemessenen DPOAE-I/O Funktionen wird schnell ersichtlich, dass eine adäquate Beschreibung durch lineare Funktionen nicht gegeben ist. Eine Annäherung durch eine Funktion mit mehreren linearen Komponenten wäre dennoch möglich. Eine solche Annäherung könnte eine Funktion mit starkem linearen Anstieg, die sich asymptotisch für niedrige Stimuluslevel verhält, in Verbindung mit einer weniger linear ansteigenden Funktion (bei mittlerem Stimuluslevel) darstellen.

Um die gemessenen DPOAE-I/O Funktionen zu beschreiben und das Problem für die Übergangszone zu lösen, muss eine universelle Funktion über alle Frequenzen definiert werden, die sich bei niedrigen und mittleren Stimulusleveln einem linearen Anstieg nähert. Eine gedrehte logistische Funktion mit breiter Übergangszone, die einen annähernd gleichen Verlauf wie die gemessenen DPOAE-I/O Funktionen aufweist, erfüllt diese Kriterien. Für eine genaue Beschreibung sind drei Parameter zu bestimmen:

- der Anstieg für den Niedrig-Level-Bereich in dB/dB
- der Anstieg für die Sättigungsregion (Übergangsregion) in dB/dB und
- die Pegeldifferenz zwischen den beiden stark linear ansteigenden Asymptoten (in dB)

Die Pegeldifferenz wird anschließend zur Bestimmung des Sattelpunktes der logistischen Funktion genutzt. Diese Parameter beschreiben die Funktion für jede von 1 kHz verschiedene Testfrequenz als deren vertikale und horizontale Translation. Die horizontalen Translationsparameter bilden dabei die hinwärtige Übertragungsfunktion (auf  $f_2$  bezogen), die vertikalen Translationsparameter die rückwärtige Übertragungsfunktion (bezogen auf  $2f_1 - f_2$ ). Die DPOAE-I/O Funktionen werden auf die 1-kHz-Funktion projiziert, so dass sich daraus die nötigen Parameter für eine universelle I/O-Funktionen ableiten ließen (siehe Abbildung 3.10).



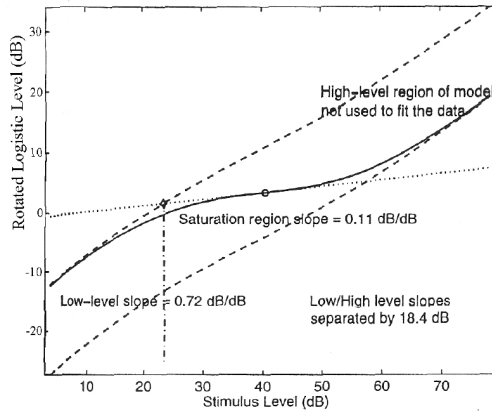


Abbildung 3.10: *Gedrehte logistische Funktion (um sich der natürlichen DPOAE-Input-/Output-Funktion bei  $f_3$  anzunähern), aus KEEFE [69]*

### Fragen zur individuellen Anpassung des Modells

KEEFE ist mit seinem Modell in der Lage, die relativen Pegel der hin- und rückwärtigen Übertragungsfunktion zu beschreiben. Diese Genauigkeit in der Bestimmung der absoluten Pegel ist im Hinblick auf ein zukünftiges PMD nicht notwendig und im Falle diagnostischer Messungen mit den derzeitigen kommerziell verfügbaren Geräten schlichtweg nicht möglich. Das grundsätzliche Problem bei den Messungen der DPOAE-I/O Funktionen ist die starke Abhängigkeit der rückwärtigen Übertragungsfunktion von der Sondenplatzierung im Gehörgang. Jedoch erfüllt das Modell grundsätzlich die Bedingung der individuellen Anpassbarkeit auf den Patienten. Eine Grundlage zu einer gehörrichtigen Aufwertung von OAE-Messungen ist durch dieses Modell generell gegeben. Die sich daraus ergebene hin- und rückwärtige Übertragungsfunktionen sind in Abbildung 3.11 dargestellt.

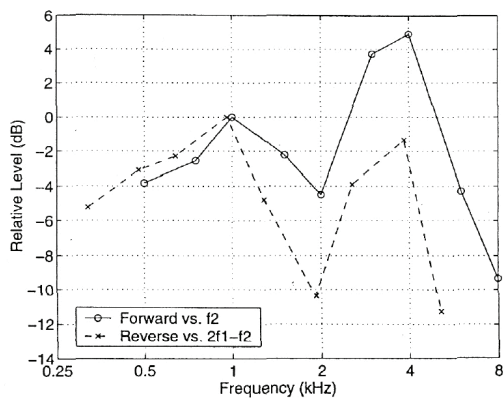


Abbildung 3.11: *Hin- und rückwärtige Übertragungsfunktion relativ zu 0 dB bei 1 kHz, aus KEEFE [69]*

## Kapitel 4

# Grundlagen der quantitativen Erfassung des Lärms

### 4.1 Was ist Lärm?

Allgemein wird Lärm im täglichen Leben mit lauten und unerwünschten Geräuschen gleichgesetzt. Lärm zeichnet sich jedoch durch physikalische und nichtphysikalische Eigenschaften aus. KALIVODA [68] gibt drei Faktoren an, welche beschreiben, ob ein Geräusch als Lärm empfunden wird oder nicht:

- akustische Faktoren (physikalisch messbare Größen),
- situative Faktoren (z.B. Ort und Zeitpunkt der Exposition, Situation und momentanes Befinden der betreffenden Person),
- persönliche Faktoren (emotionale und kognitive Bezüge der exponierten Person zum Geräusch).

Unabhängig von der subjektiven Lärmempfindung, die durch situative und persönliche Faktoren beeinflusst ist, führen vornehmlich die akustischen Faktoren zu der peripheren Schädigungswirkung (siehe Kapitel 1) im Gehör. In den folgenden Kapiteln werden die physikalischen Größen des Schalls näher erläutert.

## 4.2 Gesetzliche Vorschriften

1929 wurde die Lärmschwerhörigkeit erstmals in die Liste der Berufskrankheiten aufgenommen. So konnten Personen in eingeschränkten Berufsgruppen mit „durch Lärm verursachter Taubheit“ und „an Taubheit grenzender Schwerhörigkeit“ finanziell entschädigt werden (vgl. HOFFMANN ET AL. [48]). 1961 wurde in der 6. Berufskrankheitenverordnung die „gering bis mittelgradige Lärmschwerhörigkeit“ für alle Berufsgruppen mit hohen Lärmbelastungen aufgenommen (vgl. WEINBERGER ET AL. [137]). 1974 konnte auf Grundlage des Bundes-Immissionsschutzgesetzes von den Berufsgenossenschaften die Unfallverhütungsvorschrift „Lärm“ ein neues Instrument der Prävention geschaffen werden (vgl. HANSMANN [43]). Betriebe wurden zu Präventivmaßnahmen verpflichtet (z.B. regelmäßige Vorsorgeuntersuchungen). 1998 wurde die 1968 eingeführte Technische Anleitung zum Schutz gegen Lärm überarbeitet, welche allgemeine Verfahren und Berechnungsregeln zur Bestimmung von Lärmkennwerten angibt (vgl. GERHOLD [40], BECKERT & CHOTJEWITZ [3]). 2007 trat die neue Lärm- und Vibrations-Arbeitsschutzverordnung (LärmArbSchV [86]) in Kraft, welche die Unfallverhütungsvorschrift außer Kraft setzt und auch Betriebe außerhalb der Berufsgenossenschaften zum Lärmschutz verpflichtet.

## 4.3 Schallmessung

### 4.3.1 Schalldruck, Schalldruckpegel

Aufgabe von Schallmessungen an Arbeitsplätzen ist es, ein Geräusch quantitativ und möglichst objektiv zu erfassen. Dabei sollen Kennwerte ermittelt werden, die dem subjektiven Hörempfinden entsprechen (vgl. HOFFMANN ET AL. [48]).

Physikalisch gesehen ist das Ohr (am Trommelfell) ein Schalldruckempfänger. Die durch Schall hervorgerufene Druckschwankung, die sich mit dem atmosphärischen Gleichdruck überlagert, wird als Schalldruck be-

zeichnet und regt das Trommelfell zum Schwingen an (vgl. Kapitel 3). Der Schalldruck wird in *Pascal* oder *Newton/m<sup>2</sup>* angegeben. Beide Größen können ineinander überführt werden. Es gilt:

$$1Pa = 1N/m^2 \quad (4.1)$$

Da der vom Gehör verarbeitete Dynamikbereich des Schalldrucks von der Hörschwelle bis zur Schmerzgrenze mehrere Zehnerpotenzen umfasst, wurde nach dem WEBER-FECHNERSchen Gesetz eine logarithmische Metrik des physikalischen Schallreizes  $R$  erstellt und ein logarithmisches Maß für den Schalldruckpegel eingeführt:

$$E = \sum \Delta E \approx \lg R/R_0 \quad (4.2)$$

mit

- $E$  - Empfindungsgröße,
- $\Delta E$  - Unterschiedschwelle wahrnehmbarer Reizänderungen,
- $R$  - Reizgröße,
- $R_0$  - Schwelle des gerade wahrnehmbaren Reizes

Entsprechend der Reizgröße  $R$  können die Schalldrücke zugeordnet werden. Dabei ist  $p_0$  der Bezugsschalldruck bei 1 kHz (vgl. DIN 45630 [17]). Der Schalldruck  $p$  wird als Effektivwert berechnet. Der Schalldruckpegel oder Schallpegel  $L_p$  wird wie folgt berechnet:

$$L_p = 20 \lg \frac{p_{eff}}{p_0} dB \quad (4.3)$$

mit

- $p_{eff}$  - Effektivwert des Schalldrucks,
- $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} Pa$

(vgl. FUDER [37])

Die Maßeinheit des Schalldruckpegels ist  $dB$  (SPL<sup>1</sup>), (DIN 5493-2 [19]).

---

<sup>1</sup>SPL = Sound Pressure Level

Mit dem oben definierten Schalldruckpegel kann das dazugehörige Hörempfinden nur unzureichend beschrieben werden. Deshalb werden die Schalldruckpegel in der Praxis standardisiert frequenz- und zeitbewertet. Aus Sicht des Autors kann man aber keinesfalls den Anspruch erheben, mit diesen konventionellen Bewertungsverfahren dem individuellen Hörempfinden und der Hörwirkung gerecht zu werden.

### 4.3.2 Frequenzbewertung

Im Sinne der Praktikabilität und gegen labortechnische Präzision werden Schalldruckpegel in der Regel „A-bewertet“. Auf die generelle Anwendung dieser Bewertungskurve einigte sich die ISO<sup>2</sup> nach dem 2. Weltkrieg, um ein einfaches Messverfahren international festzulegen (vgl. GENUIT [39], HOFFMANN [48]). Entsprechend der menschlichen Lautstärkeempfindung von Schall werden tiefe und sehr hohe Frequenzanteile schwächer bewertet als mittlere Frequenzanteile. In Abbildung 4.1 sind die nach DIN EN 60651 [22] festgelegten Bewertungskurven dargestellt. Nach HOFFMANN [48] kann man sich diese Filter als eine Umkehrung der Kurven gleicher Lautstärke (Isophone) vorstellen. Der Bewertungsfilter wird mit dem Ergebnis der Schallmessung als Index angegeben, z.B. dB(A). Neben der A-Kurve hat heute nur noch die C-Bewertung Bedeutung für die Lärmmessung, z.B. bei speziellen Anwendungen, wie für die Erfassung von Schallimpulsen (als Risikofaktor für eine Lärmschwerhörigkeit durch Impulsgeräusche) oder als Grundlage für die Gehörschützerwahl. Als Kriterium wird dabei die Differenz zwischen C-bewerteten und A-bewerteten Schalldruckpegeln verwendet.

Sinnvoll ist der Einsatz der A-bewerteten Schalldruckpegelmessung immer dann, wenn man in einer Lärmsituation ermitteln möchte, ob grundsätzlich von einer gehörschädigenden Wirkung auszugehen ist oder nicht (vgl. GENUIT [39]). Evidenz-basierte Kausalitäten zwischen Reiz (Schall) und Wirkung (Gehör) sind mit diesem Verfahren bisher nicht belegbar.

---

<sup>2</sup>ISO = International Standardization Organization, vgl. Kapitel 1

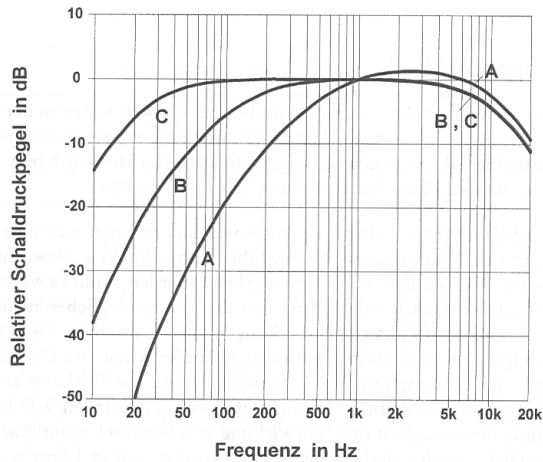


Abbildung 4.1: *Frequenzbewertungskurven A, B und C nach EN ISO 60651 aus HOFFMANN [48], S.104*

### 4.3.3 Zeitbewertung

In der DIN EN 61672-1 2203 [26] sind Zeitkonstanten für die Integration des Schalldrucks  $p^2$  festgelegt. Vornehmlich soll somit die Anzeigetragheit von Schallpegelmessern beeinflusst werden. Die Zeitbewertungen werden durch Zeitkonstanten für den Pegelanstieg und Pegelabfall definiert. Sie lassen sich in folgende Zeitbewertungen  $L_t$  unterteilen:

- $S$  bzw.  $L_{pS}$  (slow - langsam), Zeitkonstante = 1 s, stark gedämpfte Anzeige,
- $F$  bzw.  $L_{pF}$  (fast - schnell), Zeitkonstante = 250 ms, unruhige Anzeige aber bessere Erkennung von Schwankungen oder einzelnen Spitzen,
- $I$  bzw.  $L_{pI}$  (impulse - Impuls), Pegelanstieg = 35 ms, Pegelab-

fall = 1,5 s, schneller Pegelanstieg, aber verzögerter Pegelabfall („Impulsschleppe“)

(vgl. HOFFMANN ET AL. [48], DIEROFF [16]).

Diese Konstanten müssen sowohl für einen Pegelanstieg als auch für einen Pegelabfall gelten. Abbildung 4.2 zeigt die Zeitverläufe des gemessenen quadrierten Schalldrucks  $p_M^2(t)$  mit den eingestellten Zeitbewertungen S und F als Reaktion auf einen tatsächlichen Schalldruck  $p_I^2(t)$ .



Abbildung 4.2: Zeitverhalten des quadrierten Schalldrucks bei Einstellung S (slow) und F (fast), nach HOFFMANN ET AL. [48], S.111

Mit der folgenden Grundformel für Einschwingvorgänge kann man sich die Zeitfunktion des gemessenen Schalldrucks  $p_M(t)$  aus dem tatsächlichen Schalldruck  $p(t)$  errechnen:

$$p_M^2 = p^2(t)(1 - e^{-t/\tau}) \quad (4.4)$$

Aus den Gleichungen (4.3) und (4.4) kann der zeitabhängige Pegelunterschied  $\Delta L_p(t)$  zwischen  $p_M(t)$  und  $p(t)$  beschrieben werden:

$$\Delta L_p(t) = 10 \lg \left( \frac{1}{1 - e^{-t/\tau}} \right) [dB] \quad (4.5)$$

Die notwendigen Zeiten für hinreichend genaue Pegelwerte zur Grenzwertabweichung  $L_{pg}$  nach DIN EN 61672-1 2203 [26] können wie folgt



errechnet werden:

$$t_{genau} = -\tau \ln\left(1 - \frac{1}{10^{L_{pg}/10}}\right) \quad (4.6)$$

Wenn man die geringsten einzuhaltenden Abweichwerte der Klasse-1-Schallpegelmesser und der Klasse-2-Schallpegelmesser zur Berechnung einsetzt, ergeben sich  $1,497\tau$  bzw.  $1,289\tau$ .

#### 4.3.4 Beurteilungspegel

Um die Lärmeinwirkung (Belastung) zu quantifizieren wird in der Unfallverhütungsvorschrift „Lärm“ BGV B3 [10] der Beurteilungspegel angegeben. Dabei ist dieser ein Maß für die durchschnittliche Lärmimmission hinsichtlich der Gehörschädlichkeit, Lästigkeit oder Störwirkung innerhalb einer bestimmten Beurteilungszeit (vgl. HOFFMANN ET AL. [48]). Definiert ist der Beurteilungspegel wie folgt:

$$L_{Ard} = 10 \lg \left[ \frac{1}{8} \sum_i 10^{0,1L_{Aeq,i}} \cdot T_i \right] dB(A) \quad (4.7)$$

mit

$T_i$  - Zeitintervall von  $L_{Aeq}$

und

$$L_{Aeq} = 10 \lg \left[ \frac{1}{T} \int_0^T 10^{0,1L_p} \cdot dt \right] dB(A) \quad (4.8)$$

Bei Einwirkung folgender Schalldruckpegel ändert sich wie in Tabelle 4.1 dargestellt die zulässige Einwirkzeit.

Tabelle 4.1: *Beurteilungspegel und zulässige Einwirkzeit nach BGV B3 [10]*

Schalldruckpegel	Einwirkzeit
85 dB(A)	8 Stunden
88 dB(A)	4 Stunden
91 dB(A)	2 Stunden
94 dB(A)	1 Stunde
97 dB(A)	30 Minuten
100 dB(A)	15 Minuten
105 dB(A)	4,8 Minuten

Der  $L_{Aeq}$  wird gegebenenfalls mit Zuschlägen, z.B. zur Berücksichtigung der Impulshaltigkeit oder der Tonhaltigkeit, versehen. Damit verbunden soll im Lärmbereich der ortsbezogene Beurteilungspegel grundsätzlich einen Pegel von 105 dB(A) unterschreiten und der Höchstwert des nicht bewerteten Schalldruckpegels (linear) zu keiner Zeit 140 dB erreichen.

Nach der BGV B3 [10] ist bei lang dauernder (chronischer) Lärmbelastung grundsätzlich eine Gefahr der Hörschädigung gegeben, wenn Beurteilungspegel von 85 dB(A) bis 89 dB(A) auftreten. Bei Beurteilungspegeln von 90 dB(A) und mehr nimmt die Schädigungsgefahr deutlich zu. Nach VDI-Richtlinie 2058 [134] sind bei Beurteilungspegeln von weniger als 85 dB(A) lärmbedingte Gehörschäden unwahrscheinlich.

Wie in Kapitel 1 besprochen sind zwar die oberen Grenzwerte als gesichert anzusehen, jedoch kann eine schädigende Wirkung für das Gehör unterhalb dieser Grenzwerte nicht ausgeschlossen werden (vgl. GENUIT [39], LIPSUS [83]).

### 4.3.5 Personengebundene Schallimmissionsmessung

Nach HOFFMANN ET AL. [48]) beschreibt der personengebundene Beurteilungspegel die Geräuscheinwirkung auf eine Person, die sich z.B. während der Arbeitsschicht in verschiedenen Bereichen aufhalten kann

(vgl. auch DIN 45645-2 [18] Europäische Richtlinie zum Lärmschutz an Arbeitsplätzen 2003/10/EG [118]).

Um diesen personengebundenen Lärmexpositionspegel zu bestimmen, werden in der Regel Schalldosimeter bzw. Personenschall exposimeter eingesetzt, die am Körper des Beschäftigten getragen werden. Diese Art der Messung bietet gegenüber der Messung mit einem Handschallpegelmesser folgende Vorteile:

- zuverlässigere Messwerte bei Beschäftigten, die sich unregelmäßig in einem größeren Bereich bewegen (z.B. Bauarbeiter, Gerüstbauer, Dachdecker etc.),
- die Person muss nicht mit einem „handgehaltenen“ Schallpegelmesser über längere Zeit verfolgt werden, d.h. wechselnde Körperhaltungen werden bei der Messung berücksichtigt, da das Mikrofon direkt auf der Schulter und in Ohrnähe<sup>3</sup> angebracht ist

(vgl. MAUE [93]).

Das Ergebnis (dieser monauralen Messung) wird aber immer noch durch viele Faktoren beeinflusst, die zu großen Messunsicherheiten führen können. MAUE [93] gibt im Sicherheitstechnischen Informations- und Arbeitsblatt ein ausführliches Messkonzept für Dosimetermessungen in Übereinstimmung mit der international vorbereiteten DIN EN ISO 9612 [29] an. Gegenüber der Messung mit herkömmlichen Handschallpegelmessern (ortsfeste Messung) werden bei Einhaltung der Empfehlungen (Messgeräte, Befestigung des Mikrophons, Durchführung und Auswertung der Messung) zuverlässigere Messwerte bei Beschäftigten, die sich in einem größeren Bereich bewegen erreicht, bzw. wechselnde Körperhaltungen in der Messung berücksichtigt. Jedoch kann die übliche Mikrofonpositionierung für Frequenzen oberhalb von 500 Hz je nach Schalleinfallswinkel zu Abschattungseffekten (-10 dB) und zu Schallreflexionen (+6 dB) führen. Ein weiterer Nachteil sind Ergebnismanipulation durch den Träger. Neben mutwilligen Beeinflussungen (z.B. in das

---

<sup>3</sup>Helm, Schulter, am Ohr, „virtueller“ Messpunkt ist dabei die Mitte des Kopfes

Mikrofon schreien oder blasen) führen auch unbeabsichtigte Schläge gegen das Mikrofon (z.B. bei Schultertransporten) zu erhöhten Messwerten, die das Ergebnis erheblich verfälschen können. Die Vermeidung der o.g. Fehlerquellen wäre nach dem vorgeschlagenem Konzept mit einem sehr hohen zeitlichen und personellen Aufwand verbunden.

# Kapitel 5

## Experimentelle Untersuchungen

### 5.1 Untersuchung zur individuellen Vulnerabilität des Innenohrs mittels transitorisch evozierter otoakustischer Emissionen

#### 5.1.1 Ziele und Hypothesen

In der Literatur wird die Frage, ob otoakustische Emissionen (OAE) zur (Früh-)Erkennung chronisch bedingter Lärmschäden geeignet sind, seit vielen Jahren intensiv und kontrovers diskutiert. Insbesondere für die Prävention von Lärmschädigungen, die Diagnose vulnerabler Innenohren und um künftig zuverlässige Prognosen über das individuelle Risiko einer chronischen Lärmschwerhörigkeit abzuleiten, hat die Klärung dieser Frage große Bedeutung.

Die im Folgenden beschriebene Studie soll zunächst grundsätzlich klären, ob mit TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinien<sup>1</sup> sowie experimenteller Lärmbelastung neben dem stark individuellen Verhalten der OAE (TES<sup>2</sup>, *bounce effect*<sup>3</sup>) intraindividuell reproduzierbare Merkmale im Spektrum sowie im dynamischen Verlauf der cochleären Reizantworten abgeleitet werden können - und ob mit Hilfe dieser Merkmale zum einen die individuelle Vulnerabilität quantifizierbar wird und zum anderen bei Verlaufskontrollen (z.B. mit einem zukünftigen PMD) am Arbeitsplatz evidenz-basiert reproduzierbare Dosis-Wirkungs-Beziehungen objektiv

---

<sup>1</sup>engl. TEOAE input/output function

<sup>2</sup>TES = Temporary Emission Shift

<sup>3</sup>initiale Amplitudenzunahme

ermittelt und belegt werden können.

### Hypothesen

- Eine definierte Lärmbelastung (hier repräsentiert durch sehr laute Musik in einer Diskothek) führt zu einer zeitweiligen Amplitudenreduktion der otoakustischen Emissionen (TES). Zudem ist mit individuell verschiedenen TES bei gleichem  $L_{Ard}$  (Beurteilungsspiegel nach BGV B3 [10] bzw. DIN EN ISO 9612 [29] der definierten Lärmbelastung) zu rechnen.
- Es wird davon ausgegangen, dass sich das Verhalten der individuellen TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinie bzw. Wachstumsfunktion nach der Beschallung ändert (Amplitudenreduktion der TEOAE in „hörschwelennahen“ Bereichen). Vergleiche zwischen Vormessungen<sup>4</sup> („lärm-unbelastete“ TEOAE) und Nachmessungen<sup>5</sup> („lärm-belastete“ TEOAE) sollen als Indikator für die Erkennbarkeit und Quantifizierung der individuellen Lärm-Vulnerabilität dienen.

### 5.1.2 Methode

#### Zeitraum und Ort der Studie

Die Untersuchungen wurden im Mai 2007 begonnen und in Abständen von zwei bis drei Wochen bis September 2007 wiederholt. Sämtliche Messungen wurden an normalen Öffnungstagen in den Räumlichkeiten des Ilmenauer Studentenclub e.V. (Lärm-Exposition) bzw. im OAE-Labor des Fachgebietes Biomechatronik durchgeführt (Audiologische Untersuchungen).

---

<sup>4</sup>OAE-Ausgangszustand, keine durch Lärm verursachte Verschiebung der OAE-Amplituden

<sup>5</sup>durch Lärm bedingte TES

### Probanden

Bei den Probanden handelte es sich um ein vorselektiertes Kollektiv aus StudentenInnen der Technischen Universität Ilmenau. Dazu diente ein Ausgangsbefund, der in der „Lärmsprechstunde“ des Arbeitsmedizinischen Präventionszentrums (APZ) in Erfurt erstellt wurde. Dazu gehörten ein HNO-Befund (otoskopischer Befund), Stimmgabelprüfungen, Reintonaudiometrie, Tympanometrie sowie die Messung der Stapedius-Reflex-Schwelle sowie die Messung der otoakustischen Emissionen (TEOAE, DPOAE). Zusätzlich wurde eine Lärm-Anamnese durchgeführt (Fragen zu Medikamenten, Gehörschutz, Tinnitus oder Ohrgeräuschen, Disposition). Der Lärm-Anamnesebogen ist im Anhang A.1 (A.1 bis A.4) abgedruckt. Das Einschlusskriterium für die Aufnahme in die Untersuchung war der Befund „normalhörend“ bzw. „hörgesund“ sowie die freiwillige Mitarbeit am Experiment. Die resultierende Population bestand aus sechs Ohren (drei Probanden, davon waren zwei Männer und eine Frau im Alter von 22 bis 27 Jahren).

### Exposition

Die Probanden erhielten Anweisung, sich vornehmlich im Bereich der Beschallungsanlage (Tanzfläche) aufzuhalten, um eine gleichbleibende Schallimmission zu gewährleisten. Um die Belastung beurteilen zu können, wurden personengebundene Schalldosimeter, welche von den Probanden getragen wurden, eingesetzt (personengebundene Messung nach DIN 45645-2 [18]). Für alle Messungen wurde ein Brüel&Kjaer-Schalldosimeter vom Typ 4436 verwendet.

Nach Erreichen der definierten (Ziel-)Schalldosis von 100%  $L_{Ard} = 85$  dB(A) wurde der Proband aus dem Schallfeld isoliert. Direkt im Anschluss daran erfolgten die TEOAE-Messungen im OAE-Labor (nach ca. 2 min Fußweg).

### Audiologische Untersuchungen

Im Untersuchungszeitraum der Studie wurden mittels transitorisch evozierter otoakustischer Emissionen insgesamt 142 Eingangs-/Ausgangskennlinien bestimmt. Davon waren 118 „lärm-unbelastet“ (Vormessungen bzw. OAE-Ausgangszustand) und 24 „lärm-belastet“ (Nachmessungen). Die Messungen erfolgten mit Hilfe des MADSEN CAPELLA-Systems<sup>6</sup> in einer akustisch abgeschlossenen Hörprüfkabine<sup>7</sup>. Das OAE-System besteht aus einer Messsonde, die mit einem Messmodul verbunden ist. Das Modul ist über eine serielle Schnittstelle (RS232) mit einem Standard-PC (Pentium II/ Windows 98) verbunden. Mit einem speziellen Programm (Capella OAE) können die Messparameter definiert werden. Die gewählten Einstellungen sind in Tabelle 5.1 erfasst.

Tabelle 5.1: *Parameter zur Erfassung der TEOAE-Eingangs/-Ausgangskennlinien*

Parameter	Einstellungen
Stimulus	Click, linear
Stimuluspegel	55 dB[SPL] - 75 dB[SPL] (5 dB-Schritte)
Anzahl der Durchläufe	1000 akzeptierte Sweeps
Zeitfenster	5 ms - 20 ms
Click-Breite	40 $\mu s$
Samplefrequency	22500 Hz
Abtastwerte je Messung	512

Die Sonde musste sicher in den Gehörgang platziert werden. Dazu wurden „Impedanzstöpsel“ (wiederverwertbare Plugs mit weichen Lamellen) verwendet. Diese variieren im Durchmesser zwischen 4 mm und 16 mm und konnten somit an die individuell verschiedenen Gehörgänge ange-

---

<sup>6</sup>OAE-Analyser der Firma GN Otometrics, Großbritannien  
([www.gnotometrics.de/capella](http://www.gnotometrics.de/capella))

<sup>7</sup>IAC-Kabine nach DIN ISO „Hörkabine“ bei einem Umgebungsschall unter 40 dB[SPL]



passt werden. Die Auswahl erfolgte dabei nach Augenmaß. Bei der Messung wurde darauf geachtet, dass sich die Lage der Sonde während der jeweiligen Messreihe nicht verändert. Damit sie nicht durch ihr eigenes Gewicht oder jenes der Anschlussleitungen nach außen gezogen wurde, wurde das Kabel zusätzlich mit einem Klettverschluss an der Innenwand der Hörkabine befestigt.

### Auswertung

Die Auswertung teilt sich in einen deskriptiven und in einen analytischen Abschnitt. Zunächst wurden die gemessenen Kurven der 1000-fachen Signalmittlung aus dem CAPELLA-System numerisch als  $(A + B)/2^8$  exportiert. Diese „Rohdaten“ wurden in die Programme *EXCEL*® und *DiaDem*® eingegeben und in die Bereiche *ear canal response* (0 ms bis 5 ms, *post-stimulus*) und *cochlea response* (5 ms bis 20 ms, *post-stimulus*) zerlegt. Anschließend erfolgte eine Transformation der Daten in den Frequenzbereich (Darstellung von 400 Hz bis 2500 Hz) und deren deskriptive Darstellung, sowie die Inspektion ihrer Verteilung.

Für den Vergleich der TEOAE aus den Verlaufskontrollen mit denen der Nachmessungen sowie die Prüfung der Hypothesen musste ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit in allen Messungen gewährleistet sein. Dabei ist das im Gehörgang gemessene passive Echo (*ear canal response*) von besonderer Bedeutung, da es Auskunft über die relativen frequenzabhängigen Intensitäten erteilt, die an das Innenohr übertragen werden. Dieses Übertragungsverhalten gilt ebenso für die cochleäre Reizantwort (*cochlea response*) (vgl. HOTH & LENARZ [53]).

Für die „ausreißerverdächtigen“ Werte der Gehörgangsantworten, die subjektiv bei der Inspektion der Verteilung der Daten ermittelt wurden, musste ein geeignetes objektives Bewertungskriterium gefunden werden. Unter der Annahme einer Normalverteilung wurde dazu nach SACHS [122] der „4-Sigma-Bereich“ aller Gehörgangsantworten je Ohr und Sti-

---

<sup>8</sup>Mittelwert aus den zwei quasi-simultan gemessenen Kurven  $A(t)$  und  $B(t)$ , vgl. Kapitel 3.2.2

mulus von 50 dB[SPL] bis 75dB[SPL] ermittelt. Zunächst erfolgte eine Berechnung der arithmetischen Mittelwerte  $\bar{x}$  und Standardabweichungen  $s$  aus den Summen der frequenzabhängigen Intensitäten (ohne die „ausreißerverdächtigen“ Werte). Ein „verdächtiger“ Wert wurde immer dann als Ausreißer verworfen, wenn er außerhalb des Bereiches  $\bar{x} \pm 4s$  lag.

Nach der Ausreißerelimination wurden für die daraus resultierenden Grundgesamtheiten (je Ohr und Stimulus für 50 dB[SPL] bis 75 dB[SPL]) der Verlaufskontrollen („lärm-unbelastete“ TEOAE) Lage- und Streuungsmaße bestimmt (Boxplot mit Median, 1. und 3. Quartil sowie  $P_{2,5}$ -Quantil und  $P_{97,5}$ -Quantil). Anschließend wurden die Nachmessungen („lärm-belastete“ TEOAE) in diesen Boxplot eingezeichnet.

Für die Einzelfallbetrachtungen wurde die Summenamplitude der TEOAE gebildet. In Abhängigkeit des Ohrs (=ID) und der jeweiligen Vormessung mit entsprechender Stimulusstärke wurden die frequenzabhängigen TEOAE-Amplituden<sup>9</sup> addiert<sup>10</sup>. Daraus wurde der Mittelwert  $\bar{x}$  und die Standardabweichung  $s$  bestimmt. Mit Hilfe dieser Wertepaare ließ sich eine Eingangs-/Ausgangskennlinie (Wachstumsfunktion) in  $\bar{x} \pm s$ -Darstellung vornehmen. In dieses Diagramm wurden zum Vergleich die entsprechenden Wachstumsfunktionen der Nachmessungen eingezeichnet.

Zudem wurden für alle Wachstumsfunktionen (Vor- und Nachmessungen) nichtlineare Regressionen (z.B. logarithmisch, exponentiell, potenziell) durchgeführt. Der Vergleich der Bestimmtheitsmaße bzw. Korrelationen ( $R^2$ ) ergab, dass sich alle Funktionen am besten mit einer Potenzfunktion (näherungsweise) beschreiben lassen (siehe Kapitel 5.1.3). Die Exponenten  $n$  und Konstanten  $k$  der Potenzfunktionen, die zu einer ID (Ohr) gehören, wurden anschließend als Wertepaare in ein Streudiagramm übertragen. Zur Quantifizierung (nicht-)linearer Korrelationen

---

<sup>9</sup>in einem Bereich von 400 Hz bis 2500 Hz

<sup>10</sup>Die Anzahl der Summanden ergibt aus der Anzahl (N) der Verlaufskontrollen.

der Wertepaare wurden erneut Regressionsanalysen durchgeführt.

### 5.1.3 Ergebnisse

#### Dosimetriemessungen

Die Lärmexposition wurde durch die Bestimmung der Dosis bezogen auf 85 dB(A) ermittelt. In der Abbildung 5.1 sind die verschiedenen Dosimetriemesswerte der Untersuchungsreihen dargestellt. Eine exakte Lärmdosis von 100 % konnte nicht bei allen Messungen eingehalten werden. Durch die unvermeidbare diskontinuierliche Exposition der Probanden, die z.B. auf Grund von Unterbrechungen<sup>11</sup> entstand, wurde die Lärmdosis teilweise unter- bzw. überschritten. Die Dosen vom „12.09“ (90 %) und vom „11.07“ (85 %) liegen noch im Toleranzbereich des Messsystems. Hingegen die Messungen „07.06“ (29 %) und „16.08“ (180 %) führten zum Ausschluss der entsprechenden TEOAE-Nachmessungen in der Auswertung.

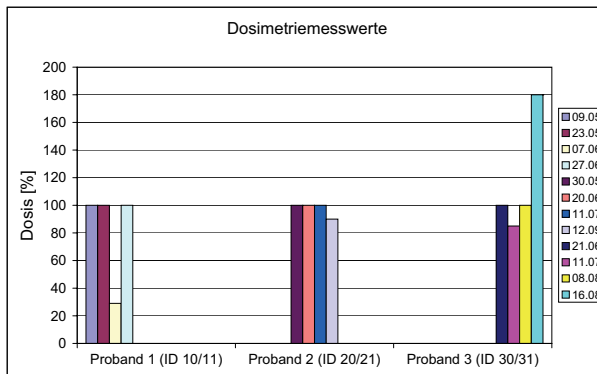
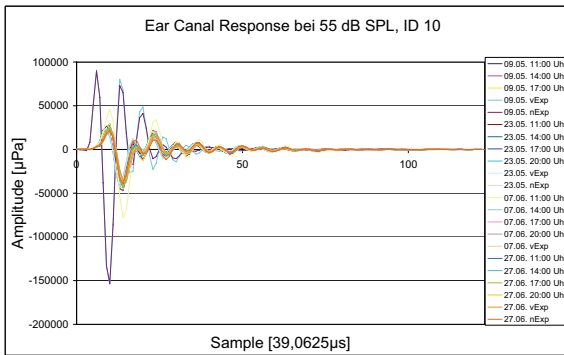


Abbildung 5.1: *Dosimetriemesswerte der Probanden an den verschiedenen Messtagen*

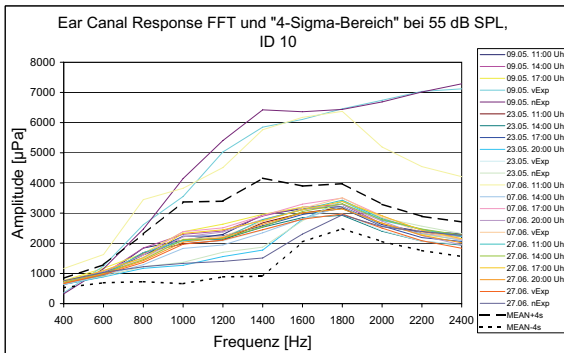
<sup>11</sup>z.B. technisch bedingte Ausfälle

## Ausreißer

Die Abbildung 5.2 zeigt ein Beispiel der im Gehörgang gemessenen Schalldruckverläufe und frequenzabhängigen Intensitäten.



(a)



(b)

Abbildung 5.2: (a)-Vergleich der im Gehörgang gemessenen Schalldrucke ( $N=22$ ) und (b)-frequenzabhängigen Intensitäten ( $N=22$ ) bei Proband „ID 10“

In diesem Beispiel wurden die Messungen „09.05. vExp“, „09.05. nExp“ sowie „07.06. 11:00 Uhr“ als „ausreißerverdächtige“ Werte eingestuft. Nach der in Kapitel 5.1.2 beschriebenen Vorgehensweise wurde der entsprechende „4-Sigma-Bereich“ ermittelt. Da die Werte eindeutig außerhalb von  $\bar{x} \pm 4s$  liegen, wurden diese Messungen für die weitere Auswertung als Ausreißer verworfen.

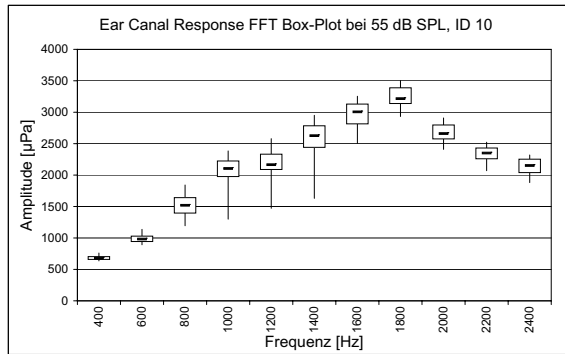


Abbildung 5.3: *Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit (N=19) bei Proband „ID 10“*

Abbildung 5.3 zeigt einen Boxplot der resultierenden Grundgesamtheit der Gehörgangsantworten. Im Anhang A.2 sind die Vergleiche der im Gehörgang gemessenen frequenzabhängigen Intensitäten mit entsprechenden „4-Sigma-Bereich“, sowie die resultierenden Box-Plots aller durchgeführten Messungen abgedruckt. In Tabelle 5.2 ist das Ergebnis der Ausreißerelimination und die verbliebene Fallzahl (N) für alle Messdaten dargestellt.

Tabelle 5.2: *Eliminierte Ausreißer und verbleibene Fallzahl (N) pro Ohr (ID) und ear canal response (SR)*

Ohr	ID10	ID11	ID20	ID21	ID30	ID31
<b>SR50</b>	09.05nExp	09.05nExp	30.05 16:00 11.07 11:00	kein	kein	21.06 17:00
<i>N</i>	21	21	22	24	23	22
<b>SR55</b>	09.05vExp 09.05nExp 07.06 11:00	09.05nExp	30.05 16:00 11.07 11:00	kein	kein	21.06 17:00
<i>N</i>	19	21	22	24	23	22
<b>SR60</b>	09.05vExp 09.05nExp	09.05nExp	30.05 16:00 11.07 11:00	kein	kein	21.06vExp
<i>N</i>	20	21	22	24	23	22
<b>SR65</b>	09.05vExp 09.05nExp	09.05nExp	30.05 16:00 11.07 11:00	kein	21.06 11:00	21.06vExp 21.06nExp
<i>N</i>	20	21	22	24	22	21
<b>SR70</b>	09.05vExp 09.05nExp	09.05nExp	30.05 16:00 11.07 11:00	kein	21.06 11:00 21.06 17:00	21.06 17:00 21.06 20:00 21.06vExp 21.06nExp
<i>N</i>	20	21	22	24	21	19
<b>SR75</b>	09.05vExp 09.05nExp	09.05nExp	30.05 16:00 11.07 11:00	kein	kein	21.06 17:00 21.06 20:00 21.06vExp 21.06nExp
<i>N</i>	20	21	22	24	23	19

Im Vergleich der Boxplots (siehe Anhang A.2) zeigt sich bei ID10 (linkes Ohr) und ID11 (rechtes Ohr) eine relativ gleichmäßig verteilte Streuung in den frequenzabhängigen Intensitäten. Die größte Streuung ist bei ID10 zwischen 1000 Hz und 1200 Hz und bei ID11 zwischen 800 Hz und 2400 Hz. ID20 (links) und ID21 (rechts) zeigen in den tiefen Frequenzen geringe Streuungen, die aber ab 1200 Hz deutlich zunehmen. Bei ID30 (links) und ID31 (rechts) ist die Streuung gering. Wie bei ID20 bzw. ID21 nimmt sie mit steigender Frequenz zu. Die frequenzabhängigen Intensitäten finden bei allen IDs ihr Maximum zwischen ca. 1600 Hz und 1800 Hz.

### **Temporary Emission Shift (TES)**

Für die resultierenden Grundgesamtheiten wurde für jede ID in Abhängigkeit vom Stimulus (50 dB[SPL] bis 75 dB[SPL]) ein Boxplot der TEOAE aus den Vormessungen erstellt. In diesen Boxplot wurden die TEOAE der Nachmessungen eingezeichnet. Die entsprechenden Auswertungen sind im Anhang A.3 zu finden. Sie zeigen den Vergleich der Vormessungen („lärm-unbelastet“) und Nachmessungen („lärm-belastet“).

In diesen Auswertungen ist eine hohe interindividuelle Variabilität der amplitudenabhängigen Frequenzverläufe zwischen den sechs gemessenen Ohren zu erkennen. Wie auch mehrfach in der Literatur beschrieben, steht dem jedoch die intraindividuelle Stabilität entgegen, welche für eine objektive Feststellung von individuellen Veränderungen nach einer definierten Lärmbelastung (z.B. TES) genutzt werden kann. Die Amplitudenschwankungen der TEOAE aus den Vormessungen bewegen sich zwischen minimal  $\pm 1$  dB und maximal  $\pm 6$  dB (vom Median ausgehend). Beim Vergleich der stimulusabhängigen Kurvenverläufe wird ersichtlich, dass die individuellen Frequenzmuster qualitativ gleichbleibend bzw. stabil sind (siehe Anhang A.3).

Der Vergleich der Nachmessungen zeigt die interindividuell hohen Spannbreiten auf. Die frequenzabhängigen Kurvenverläufe liegen meist unter aber auch teilweise über dem Median der Vormessungen. Einige verlaufen zwischen dem 1.Quartil und  $P_{2,5}$ -Quantil, andere liegen außerhalb oder unterhalb des  $P_{2,5}$ -Quantil. Aufgrund dieser Variabilität wird die Entwicklung von „lärm-unbelasteten“ (Vormessungen) zu „lärm-belasteten“ (Nachmessungen) transitorisch otoakustischen Emissionen im folgenden fallweise betrachtet.

### Fall 1: ID10 und ID11

Bei ID10 (linkes Ohr, siehe Anhang A.3 Abbildung A.11(a), (c), (e), (g), (i) und (k)) ist in der Messung „23.05. nExp“ ein leichter, vom „27.06. nExp“ ein deutlicher Amplitudenabfall (d.h. unter  $P_{2,5}$ ) über alle Frequenzen zu erkennen. Beim rechten Ohr (ID11, siehe Anhang A.3 Abbildung A.11(b), (d), (f), (h), (j) und (l)) ist diese Ausprägung nicht ganz so deutlich ersichtlich, d.h. die Kurven der Nachmessungen verlaufen mehr zwischen dem 1.Quartil und  $P_{2,5}$ -Quantil. Die größten Amplitudenreduktionen finden sich bei beiden Ohren zwischen 1200 Hz und 1800 Hz.

In Abbildung 5.4 sind die TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinien für ID10 und ID11 dargestellt: Die Vormessungen sind als  $\bar{x} \pm s$  (MEAN) dargestellt, die Nachmessungen („23.05. nExp“ und „27.06. nExp“) wurden als rote bzw. blaue Punkte eingezeichnet. Im Vergleich zu den Vormessungen kennzeichnen sich die Nachmessungen durch einen veränderten Verlauf, d.h. die Nachmessungen zeigen eine Amplitudenreduktion und einen veränderten Anstieg.

Jede einzelne Wachstumsfunktion bzw. Kennlinie<sup>12</sup> lässt sich ebenso als Streudiagramm der sechs<sup>13</sup> beobachteten Wertepaare (*stimulus* ( $x$ )/*cochlear response* ( $y$ )) darstellen und mit einer Regressionsanalyse (dimensionslos) quantifizieren. Folgende Potenzfunktion wurde für dieses Regressionsmodell verwendet:

$$y = k \cdot x^n \quad (5.1)$$

für  $n_{1 \rightarrow N}$ ,  $k_{1 \rightarrow N}$

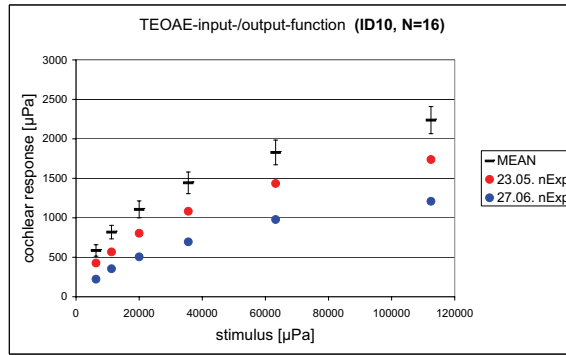
Die Korrelationen bzw. Bestimmtheitsmaße ( $R^2$ ) liegen für ID10 zwischen 0,9764 und 0,9967 (siehe auch Tabelle A.1) und für ID11 zwischen 0,9896 und 0,9983 (siehe auch Tabelle A.2).

---

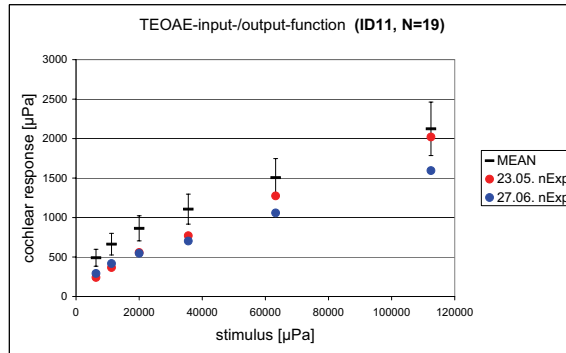
<sup>12</sup>Für ID10 ist N=18, für ID11 ist N=21.

<sup>13</sup>Stimulus(=input) von 50 dB[SPL] bis 75 dB[SPL]





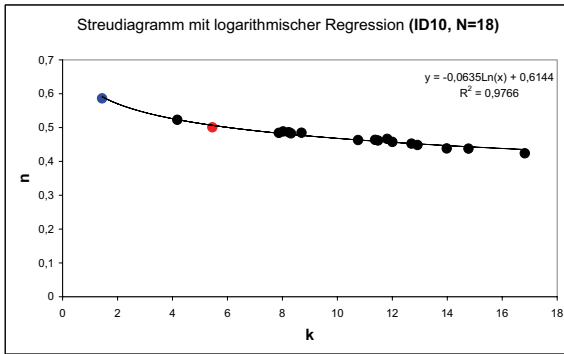
(a)



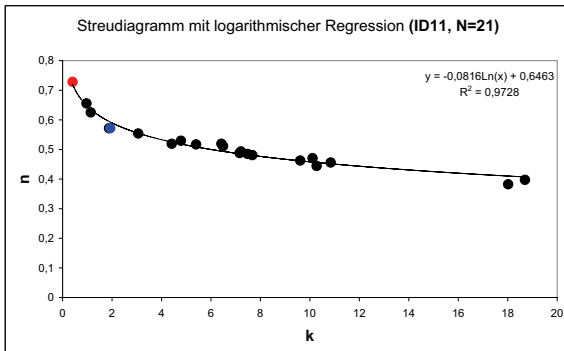
(b)

Abbildung 5.4: Vergleich der TEOAE-Wachstumsfunktionen (Vormessungen (MEAN) und Nachmessungen (nExp)), (a) ID10 (N=16) und (b) ID11 (N=19)

Die Wertepaare (Exponent  $n$  / Konstante  $k$ ) wurden anschließend je für ID10 und ID11 in ein Streudiagramm übertragen (siehe 5.5, nächste Seite).



(a)



(b)

Abbildung 5.5: Streudiagramm der beobachteten Wertepaare  $n$  und  $k$  aus den Vormessungen (schwarz) und Nachmessungen (rot und blau), (a) ID10 ( $N=18$ ) und (b) ID 11 ( $N=21$ )

Als Regressionsmodell wurde folgender Ansatz verwendet:

$$n = -b_1 \cdot \ln(k) + b_0 \quad (5.2)$$

Die Bestimmtheitsmaße ( $R^2$ ) sind 0,9766 (ID10) und 0,9728 (ID11). Die Wertepaare der Nachmessungen sind mit rot und blau gekennzeichnet. Die Darstellungen in Abbildung 5.5 der Exponenten  $n$  über die Konstanten  $k$  zeigen Punktwolken, in denen sich die Amplitudenreduktion der Nachmessungen widerspiegeln, d.h.  $n$  steigt nach der Lärmbelastung an und die Konstante  $k$  fällt ab (rote bzw. blaue Punkte).

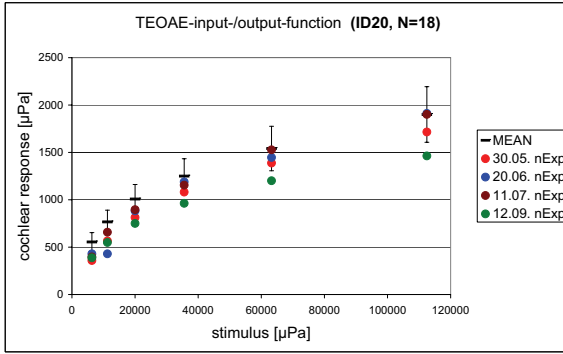
## Fall 2: ID20 und ID21

Bei ID20 (linkes Ohr, siehe Anhang A.3 Abbildung A.12(a), (c), (e), (g), (i) und (k)) sind im Mittel bei allen Messungen vergleichbare Amplitudenabfälle zu erkennen. Die Vormessungen der OAE streuen jedoch stärker als bei ID10 und ID11. Beim rechten Ohr (ID21, siehe Anhang A.3 Abbildung A.12(b), (d), (f), (h), (j) und (l)) streuen die Nachmessungen der TEOAE sehr stark, d.h. zwei Messungen („30.05. nExp“ und „11.07. nExp“) verlaufen zwischen dem 1.Quartil und  $P_{2,5}$ -Quantil, eine Messung („20.06. nExp“) liegt leicht unterhalb oder oberhalb des Medians, eine sogar deutlich darüber („12.09. nExp“). Die größten Amplitudenreduktionen finden sich bei beiden Ohren zwischen 1100 Hz und 1800 Hz.

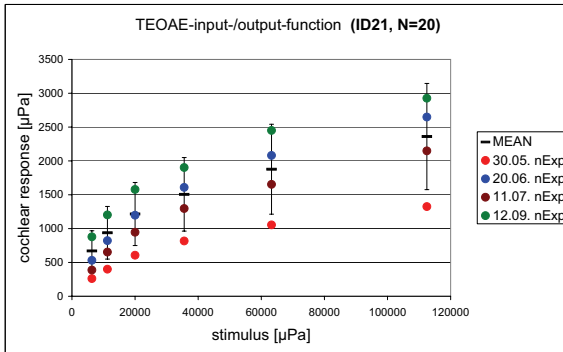
Abbildung 5.6 zeigt wiederum die TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinien in linearer Form für ID20 und ID21. Bei ID20 ist ein leichter Amplitudenabfall in den Nachmessungen der TEOAE zu erkennen. Beim rechten Ohr (ID21) zeigt sich dagegen ein deutlicher Amplitudenabfall für die Messung „23.05. nExp“. Die anderen Messungen variieren um den Mittelwert der Vormessungen in der Wachstumsfunktion. Mit Ausnahme der Messung vom „12.09. nExp“ (ID21) ist eine Veränderung der Anstiege der Nachmessungen bei beiden Ohren zu erkennen. Die Standardabweichungen in den Eingangs-/Ausgangs-Kennlinien der Vormessungen sind insgesamt höher als bei ID10 bzw. ID11.

Die Regressionsanalysen (mittels einer Potenzfunktion) der beobachteten Wertepaare aus *stimulus* und *cochlear response* ergeben Bestimmtheitsmaße ( $R^2$ ) zwischen 0,9458 und 0,9958 (ID20, siehe auch Tabelle

A.3) und für ID21 zwischen 0,9784 und 0,9971 (siehe auch Tabelle A.4).



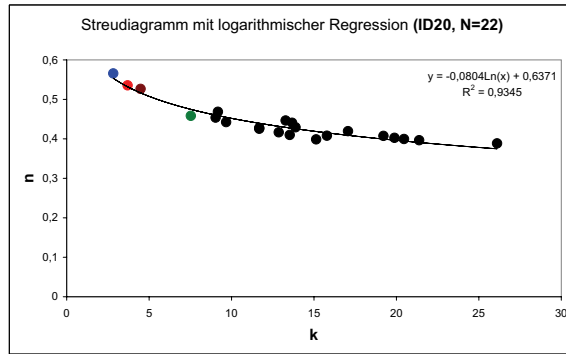
(a)



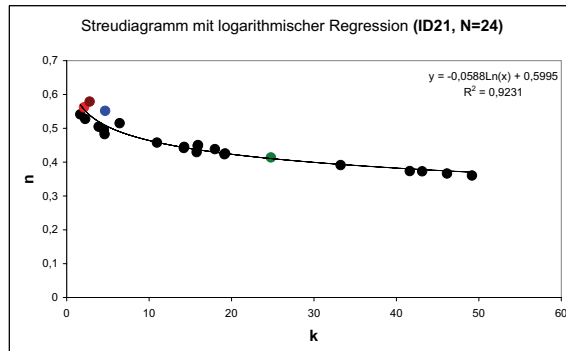
(b)

Abbildung 5.6: Vergleich der TEOAE-Wachstumsfunktionen (Vormessungen (MEAN) und Nachmessungen (nExp)), (a) ID20 ( $N=18$ ) und (b) ID21 ( $N=20$ )

Die Wertepaare (Exponent  $n$  /Konstante  $k$ ) wurden wieder jeweils für ID20 und ID21 in ein Streudiagramm übertragen (siehe 5.7).



(a)



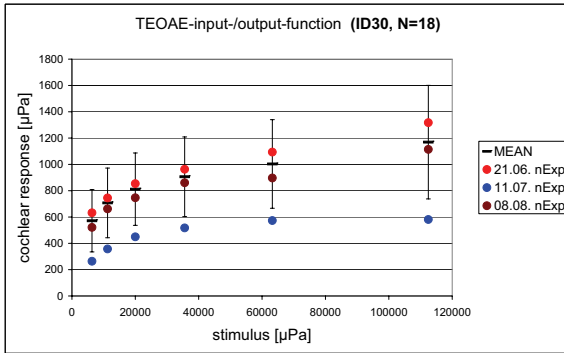
(b)

Abbildung 5.7: Streudiagramm der beobachteten Wertepaare  $n$  und  $k$  aus den Vormessungen (schwarz) und Nachmessungen (rot, blau und grün), (a) ID20 ( $N=22$ ) und (b) ID21 ( $N=24$ )

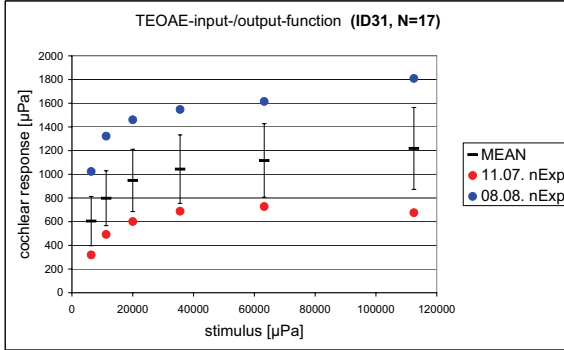
Die Bestimmtheitsmaße  $R^2$  sind 0,9345 (ID20) und 0,9231 (ID21). Die Wertepaare der Nachmessungen sind mit rot, blau, braun und grün gekennzeichnet. Mit Ausnahme der Nachmessung „12.09. nExp“ sind

auch hier Anstiege der Exponenten  $n$  und ein Abfallen der Konstanten  $k$  nach der Lärmbelastung zu erkennen.

### Fall 3: ID30 und ID31



(a)



(b)

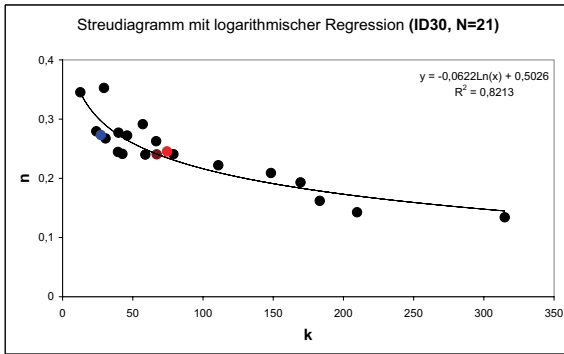
Abbildung 5.8: Vergleich der TEOAE-Wachstumsfunktionen (Vormessungen (MEAN) und Nachmessungen (nExp)), (a) ID30 ( $N=18$ ) und (b) ID31 ( $N=17$ )

ID30 und ID31 (siehe Anhang A.3 Abbildung A.13(a), (c), (e), (g), (i) und (k) bzw. Abbildung A.13(b), (d), (f), (h), (j) und (l)) zeigen hohe Streuungen der Nachmessungen. Die Messungen verlaufen zwischen Median, 1. Quartil und 3. Quartil bzw. teilweise deutlich darüber. Lediglich die Messung „11.07. nExp“ liegt für beide Ohren zwischen dem 1. Quartil und  $P_{2,5}$ -Quantil. Die Vormessungen OAE streuen noch stärker als bei ID10 und ID11 bzw. ID20 und ID21. Die größten Amplitudenreduktionen finden sich zwischen 1000 Hz und 1800 Hz.

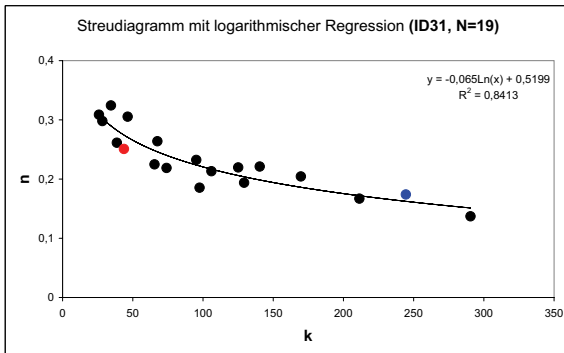
In der Abbildung 5.8 sind die TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinien für ID30 und ID31 dargestellt. Für ID30 bewegen (ausgenommen „11.07. nExp“) sich alle Nachmessungen um den Mittelwert der Wachstumsfunktionen aus den Vormessungen. Bei ID31 sind einerseits Amplitudenreduktionen und andererseits Amplitudenzunahmen ersichtlich. Die Standardabweichungen der Vormessungen sind hier insgesamt noch höher als bei den Fällen 1 und 2.

Die mittels einer Potenzfunktion durchgeführten Regressionsanalysen der Streudiagramme ergeben Bestimmtheitsmaße ( $R^2$ ) zwischen 0,8184 und 0,9984 (ID30, siehe auch Tabelle A.5) und für ID31 zwischen 0,9784 und 0,9971 (siehe auch Tabelle A.6). Die Korrelation der Wertepaare aus *stimulus* und *cochlea response* ist somit etwas weniger signifikant als in den anderen Fallbeispielen (siehe nächste Seite).

Die in Abbildung 5.9 dargestellte logarithmische Regression der Wertepaare  $n$  und  $k$  zeigt Bestimmtheitsmaße von 0,8213 (ID30) und 0,8413 (ID31). Die Wertepaare der Nachmessung sind rot, blau und braun gekennzeichnet. Der in den anderen Fällen beobachtete Zusammenhang (Anstieg von  $n$ , Abfall von  $k$  nach der Lärmexposition) ist hier nicht erkennbar.



(a)



(b)

Abbildung 5.9: Streudiagramm der beobachteten Wertepaare  $n$  und  $k$  aus den Vormessungen (schwarz) und Nachmessungen (rot und blau), (a) ID30 ( $N=21$ ) und (b) ID31 ( $N=19$ )



### 5.1.4 Diskussion und Schlussfolgerungen

Ausgehend von der Modellvorstellung der Hörphysiologie wurde mit dieser Studie versucht, den nichtlinearen Zusammenhang zwischen einer definierten physikalischen Belastung und der individuellen Reaktion (Beanspruchung) zu ermitteln. Mit Verlaufskontrollen und einer bekannten Exposition der untersuchten Ohren konnte die Wirkung des Lärms auf die individuelle TES und Eingangs-/Ausgangskennlinie transitorisch otoakustischer Emissionen als ein möglicher Indikator der Lärm-Vulnerabilität geprüft werden.

#### Exposition

Die Verwendung von personengebundenen Schalldosimetern bei der Messung der Lärmexposition erfüllt zwar die DIN 45645-2 [18], jedoch werden hier nur Schallreizintensität (Energie) und deren Einwirkungsdauer als Dosisleistung ermittelt. Diese einzelne Größe als Ausdruck für den physikalischen Schallreiz kann die durch den Menschen wahrgenommenen Sinnesausdrücke nicht ausreichend beschreiben. In der Praxis hat sich aber aus Gründen der Vergleichbarkeit und einfacher Handhabung insbesondere die Verwendung der A-Bewertung zur Beschreibung aller Geräuscharten und von deren Pegelbereichen durchgesetzt. Da A-bewertete Schalldruckpegel von der 40 Phon-Kurve abgeleitet sind (Iso-phonie) und nur für schmalbandige Geräusche gelten, ist davon auszugehen, dass auch nur unter diesen Voraussetzungen gehörrichtige Ergebnisse zu erwarten sind. Es hat sich zwar in vielen Studien bereits gezeigt, dass mit Sicherheit eine gehörschädigende Wirkung aufgrund chronischer Belastungen und Schalldruckpegel oberhalb von 85 dB(A) resultiert, jedoch kann diese mit herkömmlichen Lärmdosimetern nicht frequenzspezifisch aufgelöst werden. Die gemessenen Schalldruckpegel in den Räumlichkeiten des Ilmenauer Studentenclub e.V. lagen weit über diesem Grenzwert.

Wie bereits in Kapitel 4.3.5 beschrieben, ist das Ergebnis dieser monoauralen Messung zusätzlich noch durch viele Faktoren beeinflusst, die

zu großen Messunsicherheiten führen können. Neben Abschattungseffekten sind (mutwillige) Beeinflussungen (z.B. in das Mikrophon schreien oder blasen, z.B. durch andere Gäste bei der jeweiligen Öffnung bzw. Messung) oder auch unbeabsichtigte Schläge gegen das Mikrophon nicht auszuschließen. Das Ergebnis der jeweiligen Messung kann dadurch erheblich verfälscht worden sein.

### **Extraaurale Einflüsse auf die Messung der TEOAE**

Um die Umgebungsgeräusche zu minimieren, wurden die Messungen in einer standardisierten Hörkabine durchgeführt. Da die gemessenen Amplituden der OAE in der Nähe der Ruhehörschwelle liegen, sind die Probanden darauf hingewiesen worden, während der Messung möglichst ruhig und entspannt zu sitzen. Jedoch ist es nicht auszuschließen, dass Kopfbewegungen oder Atemgeräusche die Messergebnisse beeinflussen haben. Da das Ergebnis der Messung aus dem Mittelwert von 1000 Einzel-Klicks berechnet wird, ist aber davon auszugehen, dass diese äußeren Störgrößen einen sehr geringen Einfluss hatten.

Ein Nachteil von Messungen in Hörkabinen ist, dass die Probanden während der Messung Beklemmungsgefühle bekommen können. Möglicherweise wird dies durch die Enge des Raumes, verbunden mit einem tauben Gefühl auf den Ohren, und durch den niedrigen Umgebungsschall ausgelöst. Bei einem Probanden konnte ein beginnender raumängstlicher Zustand beobachtet werden. Die Messungen mußten in diesem Fall abgebrochen werden, da keine klaren OAE-Signale mehr gemessen werden konnten. Zur Klärung extraauraler Einflüsse auf die OAE-Messungen könnten Daten zur Atemfrequenz, Puls, Blutdruck oder Hautwiderstand mit gemessen werden (auch während der Exposition). Anhand dieser Daten könnte der Stresszustand des Probanden/Patienten während der Messung beurteilt werden.

## Impedanzstöpsel und Gehörsonde

Das Einsetzen der Gehörsonde führt zu einem abgeschlossenen Restvolumen im Gehörgang, welcher Okklusionseffekte mit sich bringt. Somit können Pegel in den Frequenzen bis 1 kHz bis zu 20 dB verstärkt werden (vgl. HANNA & BARAKAT [42], WALKER ET AL. [135]). Ein weiterer Einflussfaktor für die Messungen sind die verwendeten Impedanzstöpsel. Sie haben die Aufgabe, den Gehörgang luftdicht zu verschließen und die Gehörsonde in Position zu halten. Die Größenwahl des jeweiligen Stöpsels wurde nach Augenmaß vorgenommen. Da nun jeder Gehörgang eine etwas andere Ausprägung aufweist, konnte in manchen Fällen keine optimale Stöpselgröße bestimmt werden. In diesem Fall wurde die nächst größere verwendet. Dies könnte aber den Nachteil mit sich bringen, dass die aus der Gehörsonde herausragenden Akustikschläuche auf Grund der Enge im Gehörgang zusammengedrückt werden. Die optimale Schallausbreitung wäre somit behindert. Zwar wurde beim Aufsetzen der Impedanzstöpsel darauf geachtet, dass diese nicht in Berührung mit den Akustikschläuchen kommen. Ein Zusammendrücken oder Verrutschen beim Positionieren kann jedoch nicht ausgeschlossen werden, zumal dabei keine Sichtkontrolle möglich war. Das erforderte ein hohes Maß an Sorgfalt bei der OAE-Messung. Für den Vergleich einzelner Messungen (z.B. individuelle Verlaufskontrollen) müsste die Evokation (Reiz) absolut reproduzierbar sein, was jedoch mit herkömmlichen Gehörsonden, die in dieser Studie verwendet wurden, nicht möglich war. Des weiteren mussten die Einstellungen für die Messung in der Art variiert werden, dass die TEOAE-Amplitude in Abhängigkeit von verschiedenen Stimulus-Levels ermittelt werden konnte (hier von 50 dB[SPL] bis 75 dB[SPL]).

## Reizübertragung

Die *ear canal response* ist das passive Echo des akustischen Stimulus (Reiz), welcher sich im Gehörgang ausbildet. Im Gehörgang passiert diese Schallwelle auf ihrem Weg zum Trommelfell den *Isthmus*, eine Einen-

gung des Gehörgangs. Mit hoher Wahrscheinlichkeit werden bereits hier Teile des Stimulus reflektiert. Im Falle einer Reflexion am Trommelfell, welches trichterförmig ist und schräg zum Gehörgangsquerschnitt liegt, würde die Schallwelle nicht auf direktem Weg zum Mikrophon der Gehörsonde laufen, sondern an der Gehörgangswand reflektiert werden.

### Stehende Wellen

Die Ausbildung *Stehender Wellen*, wie sie bereits in Kapitel 2.2.5 beschrieben wurden, können auf einen Bereich von ca. 1,5 kHz bis 4 kHz eingegrenzt werden. Der menschliche Gehörgang hat eine Länge von ca. 20 mm bis 35 mm. Die Einstecktiefe der Gehörsonde beträgt ca. 10 mm. Die Frequenz bei der sich *Stehende Wellen* ausbilden können, berechnet sich nach OSWALD [100]) wie folgt<sup>14</sup>:

$$f_n = \frac{(2n + 1)c}{4D} \quad (5.3)$$

$f_n$  ( $\Lambda/4$ ) ist die gesuchte Frequenz,  $n$  die Ordnung der *Stehenden Welle* und  $D$  der Abstand der zwischen Gehörsonde und Trommelfell. Die temperaturabhängige Schallgeschwindigkeit wird durch  $c$  näherungsweise beschrieben.

Besonders wirken sich so kleinste Veränderungen des Abstandes zwischen Trommelfell und Gehörsonde aus. Der gemessene Pegel kann nach OSWALD [100] bis zu 20 dB vom tatsächlichen Schalldruckpegel abweichen. Dies wäre eine mögliche Erklärung für die hohe Streuung der Messwerte in diesen Frequenzbereichen (vgl. Boxplots der resultierenden Grundgesamtheiten im Anhang A.3).

### Temporary Emission Shift

Aus der Literatur ist bekannt, dass die TTS sehr gut mit dem Verhalten der TES korreliert (vgl. MARSHALL & HELLER [91]). Es konnte gezeigt werden, dass definierte Lärmbelastungen bei allen gemessenen

---

<sup>14</sup>Nach OSWALD [100], S. 37 wird dabei  $c = (331,5 + 0,6 \cdot T)$  als lineare Annäherung für  $-20^\circ\text{C}$  bis  $+40^\circ\text{C}$  definiert.

Stimuli zu individuell abhängigen und reversiblen Amplitudenreduktionen (TES) der otoakustischen Emissionen (TEOAE) führen können, die aber bei jeder Messung nach dieser Belastung unterschiedlich ausfiel. Die TES in „hörschwellennahen“ Bereichen (bei Reizgebung zwischen 50 dB[SPL] und 55 dB[SPL]) war generell ausgeprägter als im „Sättigungsbereich“ der TEOAE 70 dB[SPL] und 75 dB[SPL]). Teilweise wurden auch *Bounce-Effekte*<sup>15</sup> beobachtet. Eine mögliche Ursache dafür könnten Messfehler sein (vgl. hierzu die im Gehörgang gemessenen frequenzabhängigen Intensitäten im Anhang A.3). Zum Beispiel sind bei ID21, ID30 und ID31 die Intensitäten der Gehörgangsantworten in den Vormessungen vom „12.09.“, „11.07.“ bzw. „21.06.“ und „08.08.“ gegenüber den jeweiligen anderen Messungen im Frequenzbereich verschoben, was sicherlich auch Einfluss auf die cochleäre Reizantwort hatte. Als weitere Ursache kommt die individuelle Disposition der Probanden in Frage, die mit Sicherheit auch abhängig von der Tagesform ist (z.B. physiologische und psychische Verfassung der Probanden). Weiterhin ist aus der Empirie bekannt, dass eine Vielzahl an Einflussparametern und nichtlinearen Prozessen an der persönlichen Entscheidung, ob ein Geräusch angenehm oder als lästig empfunden wird, beteiligt sind. Generell könnte dies Einfluss auf die OAE-Amplituden haben. Somit können die ersten beiden Hypothesen nur teilweise bestätigt werden (siehe Kapitel 5.1.1)

### **TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinien**

Es ist bekannt, dass das Frequenzspektrum der TEOAE ein grobes Abbild der topografischen Gesamtheit funktionsfähiger Haarsinneszellen darstellt. Zwar kann bei Verlust oder niedrigen Amplituden in den betroffenen Frequenzbereichen auf eine(n) Hörminderung bzw. Hörverlust geschlossen werden, jedoch weisen auch die Spektren von Normalhörenden Gipfel und Kerben auf (vgl. HOTH & LENARZ [53]).

Die hier aufsummierten frequenzabhängigen Intensitäten können als Gesamtenergie der cochleären Reizantwort angesehen werden (siehe Ka-

---

<sup>15</sup>plötzliche Amplitudenzunahme

pitel 5.1.3). Die hohe intraindividuelle Stabilität der otoakustischen Emissionen lässt eine Identifikation von Veränderungen der TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinien zu. Für die interindividuelle Vergleichbarkeit wurde eine Regressionsanalyse mittels einer Potenzfunktion für alle Wachstumsfunktionen durchgeführt, welche hohe Signifikanzen zeigten (vgl. Bestimmtheitsmaße in A.1, A.2, A.3, A.4, A.5 und A.6). Nach der logarithmischen Regressionsanalyse der Wertepaare aus  $n$  und  $k$  wurde deutlich, dass sich die Wachstumsfunktionen nach der Schallbelastung linearisieren, d.h. ein Anstieg von  $n$  und eine Reduktion von  $k$ . Insbesondere konnte das für ID10, ID11, ID20 und ID21 beobachtet werden. Dieses Verhalten könnte man als zeitweilige Dynamik-Kompression in den physiologischen TEOAE-Antworten bzw. Eingangs-/Ausgangskennlinien interpretieren. Das differente und zu Teil divergente Verhalten dieser Funktion (Veränderungen des Exponenten  $n$  bzw. der Konstante  $k$ ), könnte als Indikator für die individuelle Vulnerabilität gedeutet werden (vgl. die roten, blauen, braunen und grünen Punkte in den Abbildungen 5.5, 5.7 und 5.9)

Natürlich kann mit diesen (wenigen) Daten keinesfalls ein Anspruch auf Richtigkeit und Vollständigkeit im wissenschaftlichen Sinne erhoben werden. Die in dieser Längsstudie gezeigten Trends geben aber Anlass, weitere Studien mit größeren Populationen zu diesen speziellen Fragestellungen durchzuführen.

### **Modell zur Quantifizierung der individuellen Vulnerabilität (IdiV)**

#### **(1) Modellbildung**

Aus der Literatur ist bereits bekannt, dass sich die Beziehung zwischen der menschlichen Empfindungsstärke und der Reizstärke als Erweiterung des WEBER-FECHNERSchen Gesetzes in einer von STEVENS [132] aufgestellten Potenzfunktion beschreiben lässt. Dies bezieht sich allerdings nur auf die subjektive Bewertung der Reizstärke (vgl. auch LÜTKENHÖNER ET AL. [87]). Die

STEVENSche Potenzfunktion gilt für die potenzielle Beziehung zwischen Empfindungsstärke und überschwelligen Reizen und setzt für den Exponenten  $n$  rezeptorspezifische Werte fest. Dabei gilt:

- Wenn  $n = 1$ , dann existiert ein proportionaler (linearer) Zusammenhang zwischen Reiz und Empfindung.
- Wenn  $n > 1$ , dann ist der Anstieg der Empfindungsstärke über proportional zum linear ansteigendem Reiz (z.B. Thermorezeptor)
- Wenn  $n < 1$ , dann ist das Wachstum der Empfindungsstärke mit ansteigendem Reiz fallend (z.B. Lautheitsempfindung).

Die Ergebnisse aus Kapitel 5.1.3 haben gezeigt, dass sich jede in dieser Studie gemessene TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinie näherungsweise mit einer STEVENSSchen Potenzfunktion in der Form

$$y = k \cdot x^n \quad (5.4)$$

mit

$$\text{cochlear response} = y \cdot \bar{y} \text{ [1Pa]},$$

$$\text{stimulus} = x \cdot \bar{x} \text{ [1Pa]},$$

für  $n < 1$  und  $k > 0$ ,

mathematisch beschreiben lässt (vgl. Bestimmtheitsmaße in A.1, A.2, A.3, A.4, A.5 und A.6). Die Überführung der Wertepaare aus  $k$  und  $n$  in ein Streudiagramm haben weiterhin erkennen lassen, dass sich die Punktmenge bzw. die Wertepaare durch eine logarithmische Regressionsanalyse als Funktion von  $n$

$$n = -b_1 \cdot \ln(k) + b_0 \quad (5.5)$$

für  $n_{1 \rightarrow N}$ ,  $k_{1 \rightarrow N}$ ,

beschreiben lassen. Wird diese Funktion nach  $k$  umgestellt ergibt sich:

$$k = e^{-\left(\frac{n-b_0}{b_1}\right)}. \quad (5.6)$$

Setzt man diese Funktion in Gleichung 5.4 ein, erhält man

$$y = e^{-\left(\frac{n-b_0}{b_1}\right)} \cdot x^n. \quad (5.7)$$

Unter der Voraussetzung, dass  $b_0$  und  $b_1$  als individuell konstante Koeffizienten der Innenohrfunktion gelten, kann die Gleichung 5.7 nach  $n$  umgestellt werden.

$$n = -\frac{b_1 \cdot \ln\left(\frac{1}{y}\right) + b_0}{b_1 \cdot \ln(x) - 1} = \frac{b_1 \cdot \ln(y) - b_0}{b_1 \cdot \ln(x) - 1}. \quad (5.8)$$

## (2) Fehler des Modells

Es ist grundsätzlich nicht möglich, dass ein Modell frei von Fehlern ist. Mit Sicherheit konnten die gemessenen TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinien auch nicht immer korrekt erfasst werden (s.o.), so dass die zur Modellbildung herangezogenen Parameter  $n$ ,  $k$ ,  $b_0$  sowie  $b_1$  Messfehlern unterliegen.

Zur Bestimmung der Güte des IdIV-Modells wurde die relative Abweichung  $f$  des berechneten Exponenten  $n_b$  vom, den durch die Regressionsanalyse, ermittelten Exponenten  $n_a$  berechnet.

Zunächst wurde der absolute Fehler mit

$$F = n_b - n_a \quad (5.9)$$

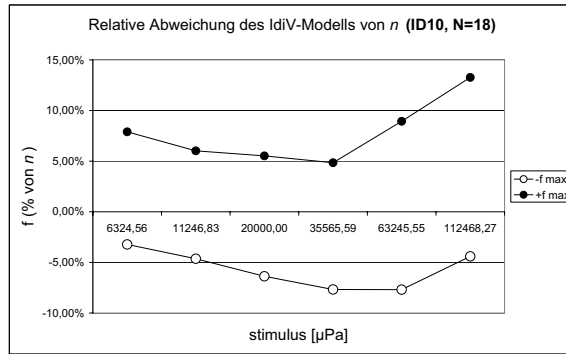
bestimmt. Die relative Fehlerabweichung ergibt sich zu:

$$f = \frac{F}{n_a} \cdot 100\% = \frac{n_b - n_a}{n_a} \cdot 100\% = \left(\frac{n_b}{n_a} - 1\right) \cdot 100\% \quad (5.10)$$

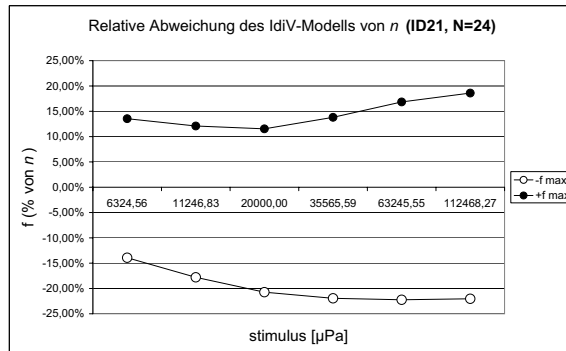
mit  $n_a \neq 0$

In der Abbildung 5.10 ist beispielhaft der relative Fehler des IdIV-Modells für ID10 und ID11 dargestellt. Detaillierte Berechnungen finden sich im Anhang in den Tabellen A.7, A.8, A.9, A.10, A.11, A.12.





(a)



(b)

Abbildung 5.10: Vergleich der relativen Abweichung des IdiV-Modells von  $n_a$ , (a) ID10 ( $N=18$ ) und (b) ID21 ( $N=24$ )

### Schlussfolgerungen

Durch die Interpretation der eigenen Ergebnisse und der Vergleich mit den in der Literatur veröffentlichten Ergebnisse anderer Autoren sind folgende Schlussfolgerungen in Bezug auf die Methodik und Technik weiterführender Untersuchungen zur gehörrichtigen Lärmbeurteilung und Wirkung abzuleiten:

- (1) Für eine korrekte Beurteilung von Geräuschereignissen ist eine binaurale Schallaufnahme notwendig, d.h. die exakte Kenntnis der individuellen Lärm-Belastung. Nach dem Prinzip der kopfbezogenen Stereophonie muss eine verzerrungsfreie Messung (*in situ*) und Wiedergabe von Schalldruckpegeln realisiert werden. Eine mögliche Technologie zur Umsetzung dieser Anforderung wäre die Verwendung von geeigneten Sondenmikrophonen, z.B. ein Ohrmikrophon in einer Otoplastik, zur Bestimmung der individuellen Schalldosis aus unterschiedlichen Einfallsrichtungen für das linke und rechte Ohr. So kann auch insbesondere die mutwillige Ergebnismanipulation erheblich eingedämmt werden.
- (2) Zur Optimierung bzw. Erhöhung der Reproduzierbarkeit von OAE-Messungen (z.B. bei Verlaufskontrollen) und zur Vermeidung von Fehlerquellen sollten künftige Gehörsonden ergonomisch individuell an den jeweiligen Gehörgang angepasst sein. Auch ist die Verwendung von Akustikschläuchen nicht empfehlenswert und mit der heutigen Technik durch die Verwendung noch kleinerer Mikrophone und Lautsprecher ersetzbar. Zudem ist bei der Messung nur ein Lautsprecher für die Evokation der TEOAE notwendig, was die Miniaturisierung begünstigt.
- (3) Um eine intraindividuelle Vergleichbarkeit der OAE-Messungen herzustellen, müssen möglichst konstante Messbedingungen vorherrschen, d.h. die Stimuli zur Evokation der OAE müssen individuell angepasst werden (vgl. auch OSWALD [100]). Bei der Kalibrierung bzw. OAE-Messung wäre prinzipiell über den Einsatz

der Laser-Doppler<sup>16</sup>-Interferometrie für eine Schwingungsanalyse am Trommelfell nachzudenken. Dabei wird der Laser auf einen bestimmten Punkt des Trommelfells (z.B. *Umbo membranae tympani*, vgl. LIPSIVS [83]) fokussiert und das reflektierte Licht mit einem Referenzstrahl interferiert. Entsprechend der Geschwindigkeit des fokussierten Punktes entsteht eine Frequenzverschiebung des Laserstrahls. Durch diese Interferenz von ausgesendeten Lichtstrahl und Referenzstrahl entstehen ähnlich wie bei *Stehenden Wellen* im Abstand von  $\lambda/4$  Schwingungsbäuche und Schwingungsknoten. Die Frequenz des reflektierten Lichtstrahls ist vom Abstand des fokussierten und „schwingenden“ Punktes auf dem Trommelfell zum Messkopf abhängig. Das gemessene Signal kann in ein Signal umgewandelt werden, welches proportional zur Geschwindigkeit des gemessenen Punktes ist. Unsicherheitsfaktoren wie z.B. Reflexionen an der Gehörgangswand hätten hier keinen Einfluss mehr auf das Messergebnis. (vgl. SCHWAB [124])

- (4) Die kontroverse Diskussion, ob otoakustische Emissionen zur Früherkennung chronisch bedingter Lärmschäden geeignet sind bzw. ob mit ihrer Hilfe zuverlässige Prognosen über das individuelle Risiko einer chronischen Lärmschwerhörigkeit ableitbar ist, lässt darauf schließen, dass ihr diagnostisches Potential noch weiter ausgeschöpft werden muss. Insbesondere sind hier Verlaufskontrollen bzw. Verlaufsmessungen von Bedeutung, da sie für die objektive Feststellung von Veränderungen genutzt werden können (vgl. auch HOTH & LENARZ [53], MILLER & MARSHALL [94]). Mit Hilfe eines zukünftigen PMD wären solche evidenz-basierten Untersuchungen, z.B. von Arbeitnehmern an Lärmarbeitsplätzen (vor

---

<sup>16</sup>1842 entdeckte der Physiker C. DOPPLER eine Wellenlängenänderung einer Licht- oder Schallwelle bei einer Relativbewegung zwischen Quelle und Empfänger. Das bekannteste Beispiel ist das Martinshorn bei einem vorbeifahrendem Krankenwagen. Bewegt sich das Fahrzeug auf den Beobachter zu, erscheint der Ton mit dem herannahen des Fahrzeugs immer höher, beim entfernen vom Beobachter ist es genau umgekehrt.

Ort) realisierbar.

- (5) Zur Zeit existiert noch keine Messmethode, um die Schädigungsempfindlichkeit bzw. Vulnerabilität des Innenohres zu erfassen. Aus Sicht des Autors ist dies auch nur mit Längsstudien und einer größeren Population möglich. Besonderen Wert sollte man auf das zeitliche und dynamische Verhalten von TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinien legen, da hier offenbar ein hohes Potential zur interindividuellen Vergleichbarkeit besteht. Zukünftige Studien sollten zudem auch aufgrund multikausaler Fragestellungen durchgeführt werden, z.B. die Abhängigkeit extraauraler Einflüsse auf die OAE.
- (6) Basierend auf dem IdV-Modell kann das Messkonzept aus Kapitel 2.2 zur Bestimmung der individuellen Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen konkretisiert werden (siehe Abbildung 5.11):
  - (a) Zum Zeitpunkt  $t_1$  ist durch Vormessungen das individuelle Verhalten der TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinie bekannt und kann mit den Parametern  $n$ ,  $k$ ,  $b_0$  und  $b_1$  beschrieben werden. Dabei gilt:

$$y_{OAE} = F_{D,t1}(x_{Stim}) = e^{-\left(\frac{n-b_0}{b_1}\right)} \cdot x_{Stim}^n \quad (5.11)$$

mit  $n \in [1...m]$ .

- (b) Während einer physikalischen Lärm-Belastung werden für den Zeitraum  $t_1$  bis  $t_2$  exogene Parameter gemessen. Ein möglicher Parameter ist z.B. die Dosis-Leistung (Energie  $E$  im Belastungszeitraum  $t_{Bel}$  mit  $t_{Bel} = t_2 - t_1$ ,  $z_{Bel}(E, t_{Bel})$ ). Durch diese Belastung verändern sich die Parameter  $n$  und  $k$  der individuellen TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinie. Dies führt zu:

$$F_{D,t2} = F_{D,t->t2}(z_{Bel}(E, t_{Bel})) = e^{-\left(\frac{n+\Delta n-b_0}{b_1}\right)} \cdot x_{Stim}^{n+\Delta n} \quad (5.12)$$

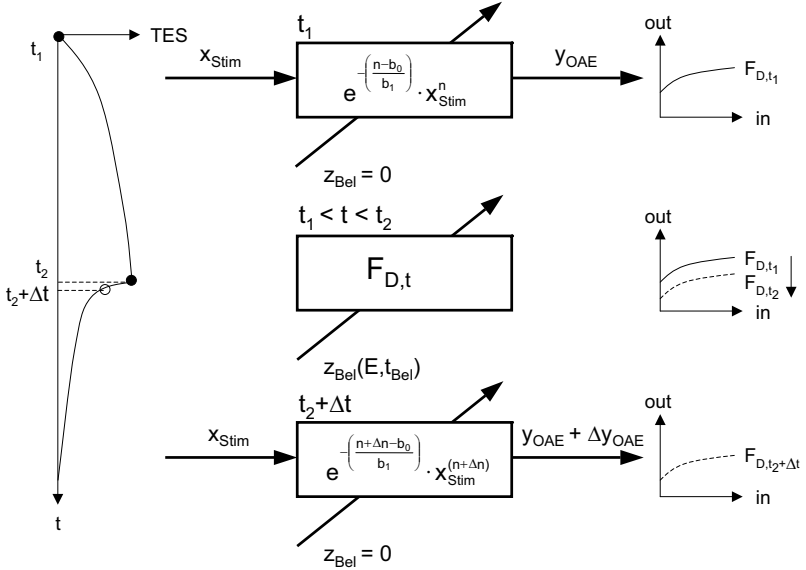


Abbildung 5.11: Konkretisiertes Messkonzept zur Bestimmung individueller Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen

- (c) Nach der Exposition ( $t_2 + \Delta t$ ) werden die TEOAE ( $y_{OAE}^*$ ) gemessen (z.B. im *linear-mode*,  $x_{Stim}=60\text{dB}$ ), wobei  $\Delta t$  möglichst klein gehalten werden sollte. Dabei gilt:

$$y_{OAE} \pm \Delta y_{OAE} = y_{OAE}^* = F_{D,t_2+\Delta t}(x_{Stim}) \quad (5.13)$$

und

$$n^* = n + \Delta n = \frac{b_1 \cdot \ln(y_{OAE}^*) - b_0}{b_1 \cdot \ln(x_{OAE}) - 1} = -b_1 \cdot \ln(k + \Delta k) + b_0. \quad (5.14)$$

Dadurch wird es möglich, nur mit einer TEOAE-Messung eine Zustandsbeschreibung der Innenohrfunktion zu erreichen, d.h. die Lage der Wertepaare aus  $n$  und  $k$  aus der Funktion von  $n$  kann zur Beurteilung der individuellen Vulnerabilität herangezogen werden. So könnte der Exponent  $n$  über eine gesetztes Funktionsdefizit der äußeren Haarzellen Auskunft erteilen. Dieses Defizit würde sich nach dem beschriebenen Modell in einer linearen TEOAE-Eingangs-/Ausgangs-Funktion und durch ein erhöhtes  $n$  und steileren Verlauf der Regressionskurve zeigen.

- (d) Schließlich kann ein „Individueller Vulnerabilitätsindikator“ durch das Gegenüberstellen von  $z_{Bel}(E, t_{Bel})$  zu den berechneten Exponenten  $n^*$  und  $n$  gebildet werden. Dabei gilt:

$$I_{OAE} = f(n, n^*) \propto z_{Bel}(E, t_{Bel}). \quad (5.15)$$

## 5.2 Erhöhung der Reproduzierbarkeit bei der Messung transitorisch evozierter otoakustischer Emissionen

### 5.2.1 Einfluss der Sondenposition

Um die Validität und eine intraindividuelle Vergleichbarkeit der OAE-Messungen (z.B. bei sequenziellen Verlaufskontrollen) zu gewährleisten, ist eine einheitliche und korrekte sowie stabile Lage der Messsonde erforderlich. In der Literatur wird dazu immer wieder das Problem der variablen Sondenposition angesprochen. Oft kann nicht sicher eingeschätzt werden, ob die OAE überhaupt richtig gemessen wurden, da die häufigsten Messfehler bereits durch die Sondenplatzierung entstehen (vgl. LIPSIUS [83]). Die Lage der Messsonde kann sich charakteristisch auf die otoakustischen Emissionen auswirken. So führen z.B. Variationen in der Distanz zwischen Trommelfell und Messsonde (10 mm bis 20 mm) zu frequenzabhängigen Veränderungen der passiven Gehörgangsantwort (*ear canal response*) und der otoakustischen Emissionen (*cochlear response*). In OSWALD [100] wird dieses Problem ausführlich diskutiert. HOTH & NEUMANN [54] schlagen vor, die Ergebnisse der Gehörgangsantwort bei der Auswertung der OAE zu berücksichtigen. SIEGEL ET. AL [128] spricht von Fehlern bei der Messung des Trommelfelldrucks bei höheren Frequenzen in Abhängigkeit der Sondenposition. Hingegen ERNST & BASTA [33] postulieren einen geringen Einfluss der Sondenposition auf die gemessenen OAE.

### Hypothesen

- Bei Änderungen der Sondenposition und der sich damit verändernden akustischen Eigenschaften im abgeschlossenen Restvolumen des Gehörgangs, ändert sich auch die relative frequenzabhängige Intensität des Reizes, welcher auf das Innenohr ausgeübt wird. Diese Variation kann in den gemessenen otoakustischen Emissionen (*cochlea response*) nachgewiesen werden.

- Durch die Verwendung individuell angepasster Otoplastiken kann gegenüber dem Einsatz herkömmlicher „Impedanzstöpsel“ die Streuung der TEOAE verringert bzw. deren Reproduzierbarkeit bei Verlaufskontrollen deutlich erhöht werden.

### 5.2.2 Methode

#### Zeitraum und Ort der Studie

Die Untersuchungen fanden zwischen September und Oktober 2007 statt. Sämtliche Messungen wurden im OAE-Labor der Biomechatronik durchgeführt.

#### Probanden

Bei den Probanden handelte es sich um Studenten der Technischen Universität Ilmenau. Insgesamt wurden für diese Fallstudie sechs Ohren (an vier Probanden) gemessen. Davon waren drei Männer und eine Frau im Alter von 21 bis 27 Jahren.

#### Audiologische Untersuchungen

Zunächst wurde für jedes Ohr ein druckloser Funktionsabdruck des Gehörgangs bis zur Helix der Ohrmuschel vorgenommen. Nach Aushärtung des Materials konnten mit Hilfe der Rohformen Negativformen produziert werden. Diese Formen wurden mit Silikon zu einer Otoplastik ausgegossen und anschließend nachbearbeitet (vgl. auch Kapitel 7.2). Für die Anpassung an die Sonde des Messsystems (s.u.) wurde jede Otoplastik mit einer Bohrung von 3,5 mm versehen (siehe auch Abbildung 5.12).

In sechs Verlaufskontrollen wurden dann für den Vergleich von TEOAE-Messungen mit den individuell angepassten Otoplastiken und herkömmlichen „Impedanzstöpseln“ (universelle Lammellenstöpsel) insgesamt 333 TEOAE-Messungen durchgeführt. Die Auswahl der „Impedanzstöpsel“ für das jeweilige Ohr erfolgte nach Augenmaß und die Messungen analog



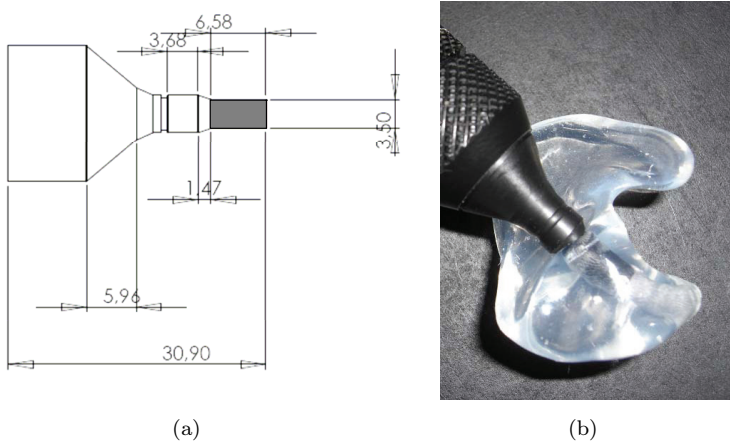


Abbildung 5.12: (a)-Anpassstück an die Gehörgangssonde des OAE-Messsystems und (b)- Anpassstück mit Otoplastik

zu Kapitel 5.1.2 mit Hilfe des MADSEN CAPELLA-Systems in einer akustisch abgeschlossenen Hörprüfkabine. Die gewählten Einstellungen sind in Tabelle 5.3 erfasst.

Tabelle 5.3: *Parameter zur Erfassung der TEOAE*

Parameter	Einstellungen
Stimulus	Click, linear
Stimuluspegel	65 dB[SPL]
Anzahl der Durchläufe	1000 akzeptierte Sweeps
SNR	> 6 dB[SPL]
Zeitfenster	5 ms - 20 ms
Click-Breite	40 $\mu$ s
Samplefrequency	22500 Hz
Abtastwerte je Messung	512

### Auswertung

Analog zu Kapitel 5.1.2 wurden die gemessenen Kurven der 1000-fachen Signalmittlung aus dem CAPELLA-System numerisch als  $(A+B)/2$  extrahiert. Diese „Rohdaten“ wurden in die Programme *EXCEL*® und *DiaDem*® eingegeben und in die Bereiche *ear canal response* und *cochlea response* zerlegt. Anschließend erfolgte eine Transformation der Daten in den Frequenzbereich (400 Hz bis 2600 Hz).

Zunächst wurde die Streuung der Messwerte in den Verlaufskontrollen beurteilt. Dazu wurde die Streuung im Verhältnis zum Mittelwert aller Messwerte betrachtet. Dieses Vorgehen begründet sich damit, dass in der Regel große natürliche Objekte eine größere Variabilität von Merkmalsausprägungen aufweisen als kleine (vgl. LORENZ [85]). Dies bedeutet für den konkreten Fall, dass die im Gehörgang gemessenen Schalldrucke mit einer hohen Amplitude mehr streuen (Standardabweichung), als die mit geringer Amplitude<sup>17</sup>. Für den Vergleich der durchgeführten Verlaufskontrollen mit individuell angepasster Otoplastik bzw. herkömmlichen „Impedanzstöpseln“ ist diese Variabilität der Merkmalsausprägung in die Auswertung mit einzubeziehen.

Es wurden die frequenzabhängigen Mittelwerte  $\bar{x}$  und Standardabweichungen  $s$  aller Verlaufskontrollen (je Ohr *ear canal response* bzw. *cochlea response*) gebildet<sup>18</sup>. Der Quotient aus  $s$  und  $\bar{x}$  bezeichnet den Variationskoeffizienten  $Vk$  (bzw. die relative Standardabweichung).

$$Vk = 100 \cdot \frac{s}{\bar{x}} \quad (5.16)$$

---

<sup>17</sup>Dafür bietet sich ein Vergleich aus der Tierwelt an: Meerschweinchen haben ein mittleres Gewicht von 280g. Die Standardabweichung der Einzelwerte beträgt 8,4g. Labormäuse wiegen durchschnittlich 31g mit einer Standardabweichung von 2,48g. (aus LORENZ [85], S. 49-50)

<sup>18</sup>Wenn man die Standardabweichung in Relation zum jeweiligen Mittelwert betrachtet, so ergibt sich folgendes Bild: 8,4g sind 3% von 280g, 2,48g sind 8% von 31g. Die Schlussfolgerung ist hierbei, dass in Bezug auf das Gewicht die Meerschweinchenpopulation wesentlich homogener ist, als die Mäusepopulation. (aus LORENZ [85], S. 49-50)

Dieser wird über die gesamte Auswertung als Prozentwert angegeben. Anschließend wurden die berechneten frequenzabhängigen Variationskoeffizienten in Diagramme übertragen (je Ohr *ear canal response* bzw. *cochlea response*). Danach erfolgte die Differenzbildung aus  $Vk_I$  und  $Vk_O$ :

$$Vk_{DIFF} = Vk_I - Vk_O. \quad (5.17)$$

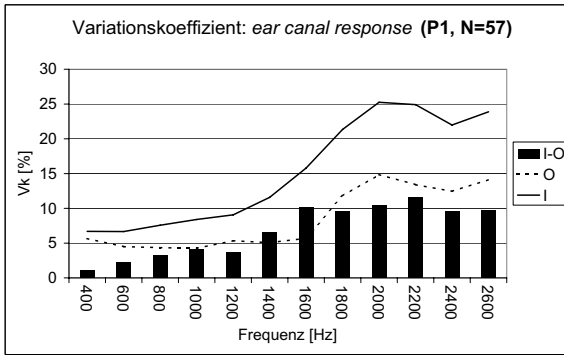
Für den Vergleich aller Verlaufskontrollen wurden die frequenzabhängigen Variationskoeffizienten je Ohr aufsummiert und deren Mittelwerte gebildet und wiederum in ein Diagramm übertragen. Um den Effekt beurteilen zu können, der bei der Verwendung einer Otoplastik erfolgt, wurde je Ohr (P1 bis P6) der Quotient aus  $Vk_{DIFF}$ -*ear canal response* und  $Vk_{DIFF}$ -*cochlea response* gebildet.

### 5.2.3 Ergebnisse

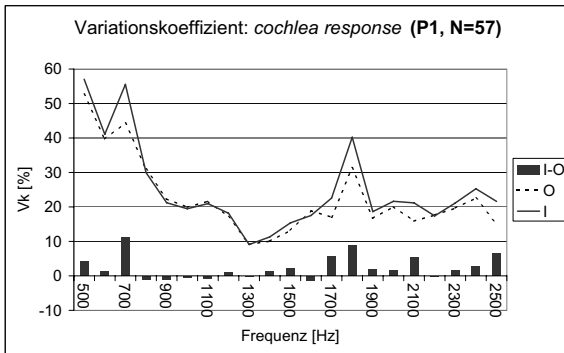
#### Fall 1:

Abbildung 5.13 zeigt einen Vergleich der frequenzabhängigen Variationskoeffizienten  $Vk_I$  und  $Vk_O$  bzw. deren Differenz. Die Koeffizienten in 5.13(a) zeigen einen stark frequenzabhängigen Verlauf d.h. die relative Standardabweichung steigt mit der Frequenz. Die Differenz aus  $Vk_I$  und  $Vk_O$  gibt die prozentuale Verminderung der relativen Standardabweichung bei Verwendung der Otoplastik an. Auch hier ist die Frequenzabhängigkeit sichtbar. Sie reicht zwischen 400 Hz und 1400 Hz von 2% bis 7%, zwischen 1600 Hz und 2600 Hz sogar von 10% bis 12%.

Die Variationskoeffizienten in 5.13(b) zeigen nur teilweise signifikante Veränderungen auf. Deutlich positive Änderungen finden sich bei 500 Hz, 700 Hz, 1700 Hz, 1800 Hz, 2100 Hz sowie 2500 Hz. Sie liegen zwischen 7% und 12%. Demgegenüber lassen sich auch negative Abweichungen feststellen. Diese sind jedoch deutlich geringer als die positiven (-1% bis -2%). Erkennbar ist die Abhängigkeit der Ausprägung von  $Vk_I$  und seiner prozentualen Verminderung durch die Verwendung der Otoplastik ( $Vk_{DIFF}$ ).



(a)

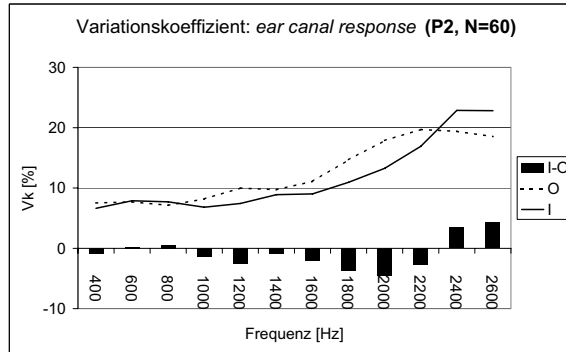


(b)

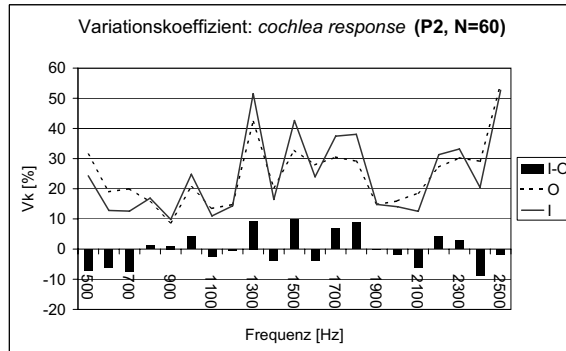
Abbildung 5.13: Vergleich der frequenzabhängigen Variationskoeffizienten I ( $Vk_I$ , „Impedanzstöpsel“) und O ( $Vk_O$ , Otoplastik) von P1 (linkes Ohr) für (a)- ear canal response und (b)- cochlear response

Die Mittelwerte der prozentualen Verminderungen über alle Frequenzen ergab für die ear canal response 7% und für die cochlear response 2,5% und entspricht einem Verhältnis von ca. 3:1.

**Fall 2:**



(a)



(b)

Abbildung 5.14: Vergleich der frequenzabhängigen Variationskoeffizienten I ( $Vk_I$ , „Impedanzstöpsel“) und O ( $Vk_O$ , Otoplastik) von P2 (rechtes Ohr) für (a)- ear canal response und (b)- cochlear response

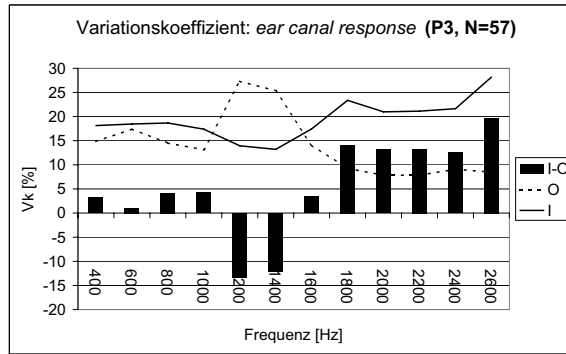
Die Koeffizienten in 5.14(a) zeigen einen ähnlich frequenzabhängigen Verlauf wie bei Fall 1. Die Variationskoeffizienten  $Vk_I$  und  $Vk_O$  steigen mit der Frequenz.  $Vk_{DIFF}$  zeigt in diesem Fall ein schwaches negatives Ausmaß der relativen Standardabweichungen in einem breiten Frequenzbereich zwischen 1000 Hz und 2200 Hz (-2% und -5%). Ein ähnliches Ausmaß ist bei den positiven Veränderungen zwischen 2400 Hz und 2600 Hz (4% bis 5%) zu beobachten.

In den Variationskoeffizienten der *cochlea response* (siehe Abbildung 5.14(a)) finden sich vergleichbare Unregelmäßigkeiten zum *ear canal response*. Die positiven bzw. negativen Änderungen liegen zwischen +10% und -8%. In der Summe der prozentualen Verminderung der relativen Standardabweichung gibt es keine signifikanten Änderungen (*ear canal response*: -0,8%, *cochlea response*: 0,08%). Das Verhältnis beträgt lediglich 10:1.

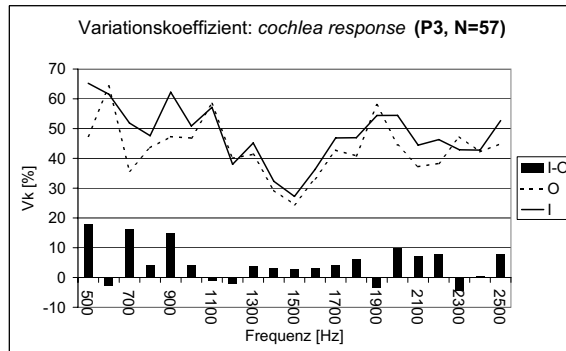
### Fall 3:

Fall 3 zeigt einen homogenen Verlauf von  $Vk_I$  über die Frequenz als in Fall 1 und 2. In  $Vk_O$  ist wieder eine Frequenzabhängigkeit zu erkennen (siehe Abbildung 5.15(a)). Bis auf einen kleinen Resonanzbereich zwischen 1200 Hz und 1400 Hz (-12%) ist eine positive Veränderung zu sehen. Vergleichbar mit Fall 1 liegt sie in den tieferen Frequenzbereichen zwischen 2% und 4%, in den höheren zwischen 12% und 20%.

Abbildung 5.15(b) zeigt bis auf kleine Ausnahmen stetige prozentuale Verminderungen der relativen Standardabweichung ( $Vk_{DIFF}$ ) zwischen 2% und 18% über den gesamten Frequenzbereich. Diese Beobachtung zeigt sich in der Summe aller Veränderungen von  $Vk_{DIFF}$  durch eine Reduktion der relativen Standardabweichung von ca. 5% (je für *ear canal response* und *cochlea response*) beobachten. Das Verhältnis beträgt fast 1:1.



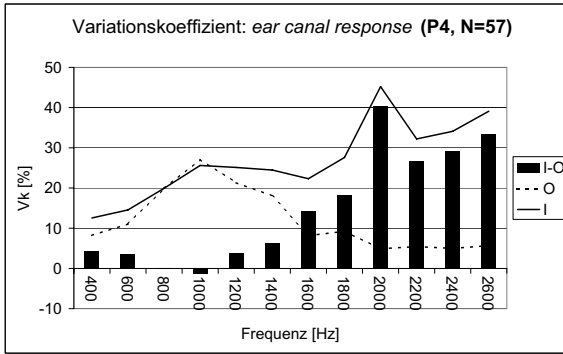
(a)



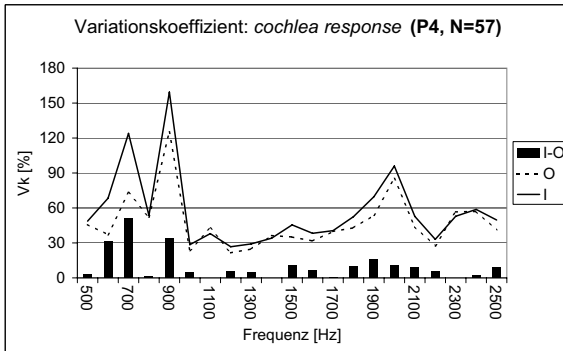
(b)

Abbildung 5.15: Vergleich der frequenzabhängigen Variationskoeffizienten I ( $Vk_I$ , „Impedanzstöpsel“) und O ( $Vk_O$ , Otoplastik) von P3 (linkes Ohr) für (a)- ear canal response und (b)- cochlear response

Fall 4:



(a)



(b)

Abbildung 5.16: Vergleich der frequenzabhängigen Variationskoeffizienten I ( $Vk_I$ , „Impedanzstöpsel“) und O ( $Vk_O$ , Otoplastik) von P4 (rechtes Ohr) für (a)- ear canal response und (b)- cochlear response



In diesem Fall ist bei der *ear canal response* (siehe Abbildung 5.16) ein deutlich höheres Niveau von  $Vk_I$  ablesbar. Die relative Standardabweichung steigt mit der Frequenz und findet ihr Maximum von 45% bei 2000 Hz. Die Verwendung der Otoplastik ermöglicht eine Reduktion bis von ca. 20% bis 40% in einem Frequenzbereich von 1800 Hz und 2600 Hz.

Bei der *cochlear response* ist gegenüber den anderen Fällen und analog zu ihrer *ear canal response* (siehe oben) eine höhere Qualität von  $Vk_I$  sichtbar. Auffällig ist, dass über alle Frequenzen eine Abnahme der relativen Standardabweichungen durch die Benutzung einer Otoplastik resultiert. Die signifikantesten Änderungen sind bei 600 Hz (30%), 700 Hz (50%) und 900 Hz (35%).

Der Quotient aus  $Vk_{DIFF-ear\ canal\ response}$  (ca. 15 %) und  $Vk_{DIFF-cochlea\ response}$  (ca. 10 %) beträgt 3:2.

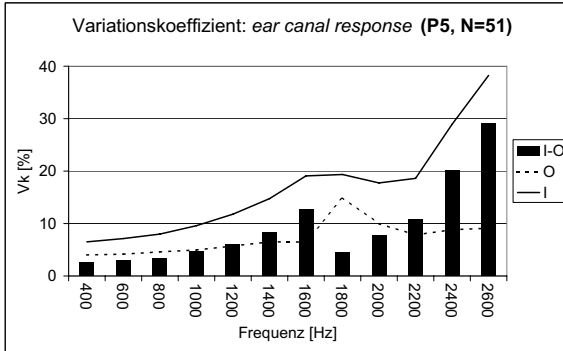
### Fall 5:

Die *ear canal response* in Fall 5 zeigt wie bei Fall 1 einen stark frequenzabhängigen Verlauf, wobei der Variationskoeffizient mit der Frequenz ansteigt (siehe Abbildung 5.17(a)). Auffällig ist das hohe Niveau von  $Vk_I$  in den hohen Frequenzbereichen zwischen 2400 Hz und 2600 Hz (30 % bis 38 %).  $Vk_O$  zeigt deutlich niedrige Variationen über den gesamten Frequenzbereich. Die Verwendung der Otoplastik bewirkt eine Reduktion bis maximal 28 % in hohen Frequenzbereichen.

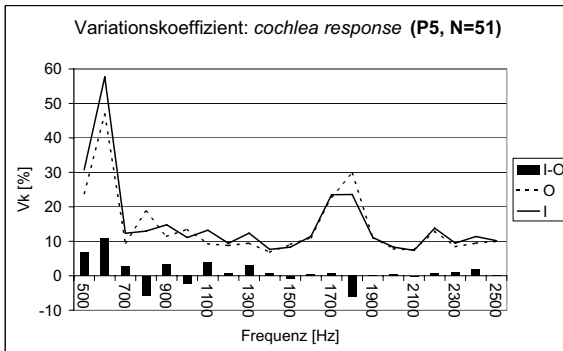
Die Variationskoeffizienten in Abbildung 5.17(b) zeigen wie in Fall 1 nur geringe Veränderungen auf. Deutlich positive Veränderungen finden sich lediglich in den unteren Frequenzbereichen zwischen 500 Hz und 600 Hz (siehe  $Vk_{DIFF}$ , 8 % bis 11 %). In den restlichen Frequenzbändern schwanken die positiven bzw. negativen Änderungen ( $Vk_{DIFF}$ ) zwischen  $\pm 5\%$ .

Der Mittelwert der prozentualen Verminderung über das gesamte Frequenzband berechnet sich zu ca. 9 % für die *ear canal response* und zu

ca. 1 % für die *cochlea response*, entsprechend nur zu einem Verhältnis von 9:1.



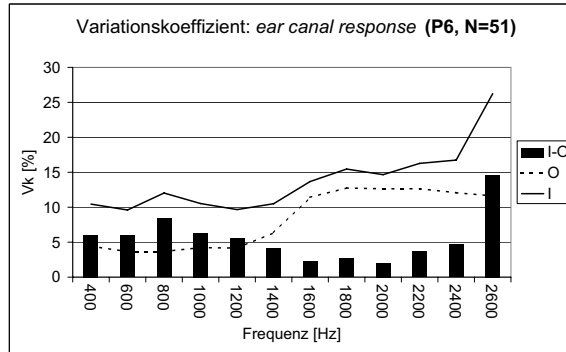
(a)



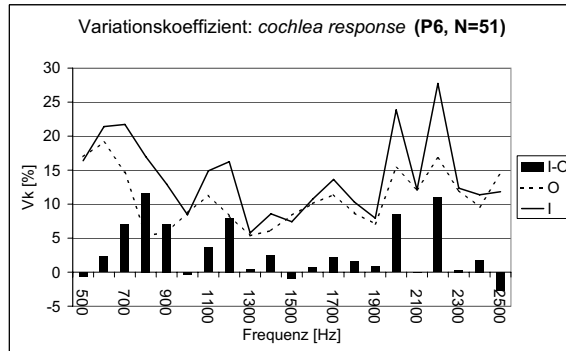
(b)

Abbildung 5.17: Vergleich der frequenzabhängigen Variationskoeffizienten I ( $Vk_I$ , „Impedanzstöpsel“) und O ( $Vk_O$ , Otoplastik) von P5 (linkes Ohr) für (a)- ear canal response und (b)- cochlear response

**Fall 6:**



(a)



(b)

Abbildung 5.18: Vergleich der frequenzabhängigen Variationskoeffizienten I ( $Vk_I$ , „Impedanzstöpsel“) und O ( $Vk_O$ , Otoplastik) von P6 (rechtes Ohr) für (a)- ear canal response und (b)- cochlear response

Fall 6 zeigt wie in Fall 5 eine frequenzabhängige Steigerung von  $Vk_I$ , welche ihr Maximum bei 2600 Hz erreicht.  $Vk_O$  zeigt wiederum niedrige Variationen über den gesamten Frequenzbereich, besonders um 800 Hz und 2600 Hz. Die Verwendung der Otoplastik bewirkt in diesen Bereichen eine Reduktion der Variation bis zu 8 % bzw. 15 %.

Die *cochlea response* (siehe Abbildung 5.18(b)) ist wie in Fall 4 durch eine deutliche Verminderung der relativen Standardabweichung gekennzeichnet. Besonders in niedrigen (700 Hz bis 900 Hz) und höheren Frequenzbereichen (2000 Hz bis 2200 Hz) ist der Qualitätsgewinn (bis zu 10 %) erkennbar.

Der Effekt, der bei der Verwendung einer Otoplastik resultiert, drückt sich in einem Quotienten (ca. 1,8) von  $Vk_{DIFF-ear\ canal\ response}$  (-5,5 %) und  $Vk_{DIFF-cochlea\ response}$  (-3,0 %) aus.

### 5.2.4 Diskussion und Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse der Fallstudie zeigen, dass es prinzipiell möglich ist, die Streuung (Variationskoeffizient) bei OAE-Messungen durch die Verwendung angepasster Otoplastiken gegenüber dem Einsatz von herkömmlichen „Lamellenstöpseln“ zu reduzieren. Der Qualitätsgewinn von ist von Fall zu Fall jedoch sehr unterschiedlich. Prinzipiell bieten Otoplastiken aber Potenzial zur Erhöhung der Validität bei OAE-Verlaufsmessungen.

#### *ear canal response*

Auffällig war, dass die Variationskoeffizienten der *ear canal response* unter Verwendung der „Lamellenstöpsel“ hohe Ausprägungen aufweisen (bis 45 %). Dies ist ein Beleg für die bei der Messung nicht vermeidbare variierende Sondenposition, wenn man von „linearen Verhältnissen“ im Gehörgang ausgeht. Zudem steigt der Koeffizient mit der Frequenz an. Ein möglicher Grund für dieses Phänomen sind die Ausbildungen *Ste-hender Wellen* im Gehörgang, wie sie bereits in den vorherigen Kapiteln besprochen wurden (vgl. Kapitel 5.1.4 und 3.2.5). Kleine Änderungen

des Abstandes zwischen Trommelfell und Sonde wirken sich hier auf die Streuung besonders stark aus. Durch die Verwendung einer Otoplastik konnte die Einstecktiefe (in den Gehörgang) sowie die Orientierung der Sonde konstant gehalten und eine gute mechanische Stabilität gewährleistet werden. Dies spiegelt sich in den Resultaten der *stimulus response* wider (Verringerung der Variationskoeffizienten bis zu 40 %). Die frequenzabhängigen Intensitäten die zur Evokation der OAE an das Innenohr übertragen werden, konnten mit Ausnahme von Fall 3 in ihrer gemittelten Variation auf 10 % reduziert werden. Ein Erklärungsansatz für Fall 3 ist, dass sich während der Messung Cerumen im Gehörgang gelöst und vor die Öffnung der Otoplastik geschoben hat. Dies wirkt sich auf die Schallausbreitung in der Bohrung der Otoplastik aus und kann zu unerwünschten Schallreflektionen führen.

### *cochlea response*

Die Variationskoeffizienten der *cochlea response* konnten im Mittel 10 % minimiert werden. Sie zeigen aber nur teilweise signifikante Veränderungen über den gesamten Frequenzbereich. Der relative hohe Qualitätsgewinn, der sich durch die Verwendung der Otoplastik in den Ergebnissen *ear canal response* widerspiegelt, kann bei den otoakustischen Emissionen (*stimulus response*) nicht nachgewiesen werden. Es zeigte sich aber, dass in den Frequenzbereichen, wo in Variation besonders hoch war, durch die Verwendung der Otoplastik die besseren Ergebnisse erzielt werden konnten (Verringerung des Variationskoeffizienten). Zumindest ist dies ein Indiz dafür, dass bei Verlaufskontrollen die Streuung der TEOAE verringert bzw. deren Reproduzierbarkeit erhöht werden kann.

### **Zusammenhang zwischen *ear canal response* und *cochlea response***

Die ersten Messungen dieser Studie zeigen, dass sich kein funktionaler Zusammenhang zwischen passiver Gehörgangsantwort *ear canal response* und den otoakustischen Emissionen *cochlea response* gewinnen lässt. Bei einigen Messungen konnte beobachtet werden, dass trotz der

sehr stark variierenden *ear canal response*, die *cochlea response* niedrige Streuungen aufwiesen. In ähnlicher Weise traten diese Effekte auch in umgekehrter Richtung auf. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass eine stabile und konstante Sondenlage (z.B. provoziert durch eine Otoplastik) zur Erhöhung der Validität bei OAE-Verlaufsmessungen beitragen kann, aber nicht zwingend muss. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass die Gehörgangsantwort als Messgröße keine größere Relevanz hat. Für gesicherte Aussagen sind jedoch weitere Studien (mit größerer Fallzahl) notwendig.

Die ersten Ergebnisse dieser Fallstudie bestätigen die Schlussfolgerungen aus Kapitel 5.1.4. Zur Vermeidung von Fehlern bei der Sondenplatzierung zur OAE-Messung sollten künftig Gehörsonden, z.B. mittels einer Otoplastik, individuell an den Gehörgang angepasst sein. Für die Umsetzung in einem PMD hätte dies den weiteren Vorteil, dass auch die Lärm-Belastungsmessung *in situ* reproduzierbarer wird.

# Kapitel 6

## Anforderungskatalog: PMD

### 6.1 Zielsetzung

Aus dem in Kapitel 2 dargestellten Grundprinzip (siehe Abbildung 2.1) und Messkonzept (siehe Abbildung 2.2) wird der Anforderungskatalog für ein selbstreferenzierendes PMD ( $y_{OAE} = F_{D,t1}(x_{Stim})$ )<sup>1</sup> zur Bestimmung individueller Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen am Umsetzungsbeispiel „Lärmprävention“ mit folgenden Zielen definiert:

- Das PMD soll eine hinreichend genaue und schnelle Quantifizierung der individuellen physikalischen Lärmbelastung ( $z_{Bel}(E, t_{Bel})$ )<sup>2</sup> und des Beanspruchungsindikators ( $I_{OAE}$ )<sup>3</sup> eines exponierten Arbeitnehmers möglich machen.
- Zudem soll das PMD einen an die jeweilige Lärmsituation individuell anpassbaren Gehörschutz ermöglichen und eine Kommunikationsvorrichtung (z.B. für Warnsignale) integriert haben.
- Weiterhin soll das PMD modular, miniaturisierbar und individuell anpassbar sein, sowie eine hohe Datenauflösung zur konkreten und umfassenden Ermittlung der individuellen binauralen Lärmbelastung bzw. -beanspruchungsindikatoren gewährleisten.

---

<sup>1</sup>siehe Kapitel 2.2 Punkt (1)

<sup>2</sup>siehe Kapitel 2.2 Punkt (2)

<sup>3</sup>siehe Kapitel 2.2 Punkt (3) und (4)

## 6.2 Allgemeine Beschreibung

### 6.2.1 Merkmale und Funktionen

Zunächst wird eine Zusammenfassung der wichtigsten Merkmale und Funktionen gegeben, die das PMD beinhalten soll:

- (1) Die Vorrichtung umfasst zwei<sup>4</sup> am/im Gehör positionierbare (*in situ*) Sensor-/Aktor-Einheiten, eine mobile Signalverarbeitungseinheit und eine Auswerteeinheit.
- (2) Die Sensor-/Aktor-Einheit ist miniaturisierbar und in eine Otoplastik integrierbar. Dabei soll die Konvertierbarkeit der Otoplastik<sup>5</sup> an verschiedene Nutzer möglich sein.
- (3) Die Sensor-/Aktor-Einheit weist Mittel zur Schallaufnahme und zur Schallübertragung auf.
- (4) In der mobilen Signalverarbeitungseinheit („Zigaretenschachtelgröße“) sind Mittel zur Schallgenerierung vorgesehen.
- (5) Die Signalübertragung zwischen der Sensor-/Aktor-Einheit und der Signalverarbeitungseinheit erfolgt drahtlos.
- (6) Die Vorrichtung ist zur binauralen Messung der physikalischen Lärmbelastung ( $z_{Bel}(E, t_{Bel})$ ) ausgelegt.
- (7) Die physikalische Lärmbelastung kann über eine vorbestimmte Zeitdauer unmittelbar am/im Gehör (*in situ*) gemessen werden. Aus diesen Messdaten wird die momentane Lärmdosis und die Lärmdosis für die gesamte Dauer der Messung ermittelt. Die Messung der physikalischen Lärmbelastung erfolgt in „Echt-Zeit“.
- (8) Bei Überschreiten der Lärmdosis oder eines vorgegebenen Beurteilungspegels (z.B.  $L_{Ard}$ ) wird ein Warnsignal generiert.

---

<sup>4</sup>jeweils für linkes und rechtes Ohr

<sup>5</sup>anpassbare(r) Gehörschutz, Dämpfung



- (9) In der Signalverarbeitungseinheit kann ein akustisches Reizsignal ( $x_{stim}$ ) generiert werden und dessen passive Antwort (*ear canal response*) und die Reizantwort  $y_{OAE}$  bzw.  $y_{OAE}^*$  des Innenohres (*cochlear response*), welches durch die Sensor-/Aktor-Einheit im Gehörgang gemessen wird, ausgewertet werden.
- (10) In der Signalverarbeitungseinheit können alle gemessenen Schalldruck-“Rohdaten“ gespeichert und ausgelesen werden.
- (11) Die Auswerteeinheit umfasst eine Software nach dem (erweiterten) Messprinzip aus Kapitel 2.2 bzw. Kapitel 5 zur Ermittlung des Beanspruchungsindikators  $I_{OAE}$  aus  $y_{OAE}$  und  $y_{OAE}^*$  zu  $z_{Bel}(E, t_{Bel})$ .

## 6.2.2 Vergleich

Im Folgenden werden einige Vorrichtungen und Verfahren kurz besprochen, aus denen Teilkonzepte bzw. Anregungen für die wichtigsten Merkmale und Funktionen des PMD übernommen werden konnten (siehe Kapitel 6.2.1). Die Auswahl zeigt deutlich den erhöhten Bedarf an der integrativen Gesamtlösung PMD bzw. den erforderlichen Innovationsbedarf im Bereich der individuellen Lärmprävention.

Aus der Offenlegungsschrift DE-199-05-743-A1 [66] ist bereits eine Vorrichtung bekannt, die eine im äußeren Gehörgang platzierbare Ohrsonde (Sensor-/Aktor-Einheit) umfasst. Die Ohrsonde weist eine Ohrolive auf, die in den Gehörgang, eines zu untersuchenden Ohrs derart einpassbar ist, dass es diesen dicht abschließt (vgl. S. 9, Zn. 50). Mit integrierten Mikrophon und Schallsendern lassen sich Primärtöne und transiente Schallreize zur Registrierung von DPOAE, TEOAE und FAEP<sup>6</sup> erzeugen (vgl. S. 5, ab Zn. 22). Des Weiteren sind auch eine mobile Signalverarbeitungseinheit (Teil 10 in Fig. 1) und eine Auswerteeinheit (Teil 22 in Fig. 1) vorgesehen. Die Daten werden dabei vorzugsweise mittels Infrarot-Übertragung an einen Rechner zur Analyse weitergeben (vgl.

---

<sup>6</sup>FAEP = Frühe akustisch evozierte Potentiale

### S. 1, Zusammenfassung).

In der US-Patentschrift US 2006/0140425 A1 [6] ist eine Vorrichtung zur Messung der individuellen Lärmbelastung genannt (vgl. Absatz [0030], Fig. 2). Die Vorrichtung ist in einer anpassbaren Otoplastik eingebettet und bietet eine Dosimeterfunktion. Die Lärmdosis kann ab Messbeginn und für die gesamte Messdauer ermittelt werden (vgl. Abstract, Fig. 2). Einen ähnlichen Stand der Technik zeigt die US-Patenschrift US 6661901 B1 [133].

Das Patent DE 199 26 820 C2 [92] offenbart eine Kombination eines Gehörschutzes mit einer Kommunikationsvorrichtung. Das System ist so konzipiert, das störende Umgebungsgeräusche vom Benutzer ferngehalten und gleichzeitig durch ein integrierten Schallgeber für den Benutzer wichtige akustische Signale abgegeben werden können.

Die Patentschrift DE 101 12 305 B4 [81] beschreibt einen Gehörschutz und ein Verfahren zum Betrieb einer geräuschemittierenden Einrichtung, wobei der Gehörschutz eine Überwachungseinheit umfasst, mit der die Wirksamkeit des Gehörschutzes kontinuierlich kontrolliert werden kann. So können Schalldruckpegel auf Überschreiten eines vorgebbaren Grenzwertes, mit einem im Gehörschutz integrierten Mikrophon, überwacht werden (vgl. Absatz [0021]). Wenn z.B. für die tragende Person die Gefahr einer Schädigung besteht, können entsprechende Gegenmaßnahmen eingeleitet werden (vgl. Absatz [0010]).

Ein großes Problem bei der Anpassung von Gerhörschützern auf die entsprechende Lärmumgebung besteht darin, dass deren realer Dämpfungsfaktor von individuellen Parametern abhängig ist, die nicht durch standardisierte Funktionstests ermittelt werden können. Einstecktiefe (Sitz) und die individuelle Ausprägung des Gehörgangs haben einen entscheidenden Einfluss für die resultierende Schalldämmung. BERGER ET AL. [7] stellt dazu in einer Studie das Messkonzept MIRE<sup>7</sup> vor. Hierbei wird jeweils ein Miniaturmikrophon an der Innenseite (*in situ*) und

---

<sup>7</sup>MIRE = Microphone In Real Ear

an der Außenseite (*meatus*) des Gehörschutzes befestigt. Der Vergleich der Schalldrucke vor dem Ohr und im Gehörgang gibt Auskunft über die resultierende und individuelle Dämmung des Gehörschutzes. Das Messinstrument ist so konzipiert, dass beliebige serielle Gehörschutzvarianten auf ihre Wirksamkeit überprüft werden können.

Eine mit dem Innovationspreis 2007 dotierte Teillösung ist das bereits umgesetzte Projekt für den intelligenten Gehörschutz „Serenity DPC“<sup>8</sup>. Dieser dynamische Gehörschutz kombiniert mit Kommunikation liefert in ruhiger Umgebung volle Transparenz und in lärmintensiver Umgebung eine sichere Lärmpegelbegrenzung. Ein weiteres Konzept zur dynamischen Schalldämmung ist mit dem individuellen Gehörschutz „ANTILÄRM PRO“<sup>9</sup> realisiert worden. Hier kann mit einem Spezialventil stufenlos von 80 dB[SPL] bis 120 dB[SPL] die Schalldämmung eingestellt werden.

### 6.2.3 Anwendungsbereich und Benutzerprofil

Zur individuellen Prävention berufsbedingter Lärmerkrankungen kann das PMD bei allen potentiell gefährdeten Arbeitnehmern (vulnerables Ohr, Lärmarbeitsplatz) eingesetzt werden - insbesondere bei jenen, die sich unregelmäßig in einem größeren Bereich bewegen und komplexe Tätigkeiten ausüben. Beispielhaft seien hier Betroffene aus Brauereien, Molkereien sowie Getränkeauffüllanlagen aber auch Mühlen, Fabriken der Süßwarenherstellung, dem Backgewerbe sowie Diskotheken, Profi-Orchestern und der Veranstaltungstechnik genannt. Das PMD ermöglicht eine (quasi-)simultane Messung der binauralen Lärmimmission (z.B. über eine oder mehrere Arbeitsschichten) und der transitorisch evozierten otoakustischen Emissionen (Verlaufskontrollen, z.B. vor/während/nach der Arbeitsschicht), welche vom Technischen Aufsichtsdienst überwacht bzw. kontrolliert werden kann. Damit ist prinzipiell auch die Möglichkeit der gewerbespezifischen Differenzierung von

---

<sup>8</sup>Phonak Communications AG

<sup>9</sup>Neuroth

Lärmschäden gegeben. Denkbar wäre auch der Einsatz des PMD zur Eigenkontrolle bei Freizeitlärm (z.B. in Diskotheken oder auf Konzertveranstaltungen).

## 6.3 Operative und funktionale Anforderungen

### 6.3.1 Gehörschutz und Dosimeter

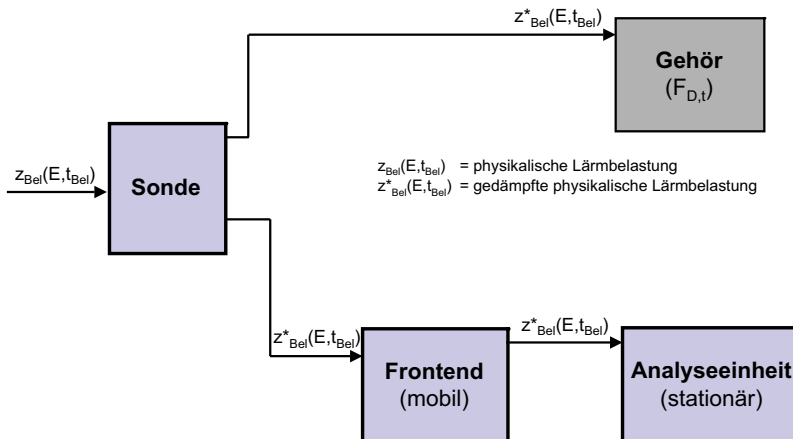


Abbildung 6.1: *Konzeption PMD: Gehörschutz und Dosimeter, Erklärung siehe Text*

In Abbildung 6.1 sind die drei Hauptkomponenten der Vorrichtung PMD, bestehend aus einer Sensor-/Aktor-Einheit (Sonde), einer mobilen Signalverarbeitungseinheit (Frontend) und einer Auswerteeinheit (Analyseeinheit), dargestellt. Für die Messung der auf den Nutzer einwirkenden Schallimmissionen ( $z_{Bel}(E, t_{Bel})$ ) dient ein in die Sonde inte-

griertes Mikrofon. Die Sonde wird als Otoplastik (frei konvertierbar) realisiert und ermöglicht dadurch parallel eine passive Dämpfung (gedämpfter Schalldruck), welcher als  $z_{Bel}^*(E, t_{Bel})$  in den Gehörgang abgegeben wird. In Kapitel 6.3.4 (s.u.) sind die genauen Anforderungen an die Gehörsonde mit der integrierten Sensor-/Aktor-Einheit beschrieben.

Die Datenübertragung ( $z_{Bel}^*(E, t_{Bel})$ ) von der Sonde an das Frontend erfolgt drahtlos. Dadurch wird eine Behinderung der tragenden Person (z.B. durch Kabel) während der Arbeit bzw. bei verschiedenen Freizeitaktivitäten vermieden (siehe Kapitel 6.3.6).

Die Signalspeicherung sowie die Signalvorverarbeitung (z.B. Berechnung der Dosis) des gemessenen Schalldrucks  $z_{Bel}^*(E, t_{Bel})$  ist Aufgabe einer körpernahen und mobilen Signalverarbeitungseinheit (Frontend). Entsprechend vorgegebener Parameter wird  $z_{Bel}^*(E, t_{Bel})$  digital in einem Speicher auf dem Frontend abgelegt. In Kapitel 6.3.5 (s.u.) werden die genauen Anforderungen beschrieben.

Die Signalanalyse von  $z_{Bel}^*(E, t_{Bel})$  wird auf einer Analyseeinheit mit einer modularisierten Software realisiert. Diese soll neben der Berechnung des personenbezogenen Beurteilungspegels ( $L_{Ard}$ ) auch erweiterte Zeit-Frequenz-Analysen mit einer gehörrichtigen Parameterisierung beinhalten.

Der wesentliche Vorteil dieser Anordnung besteht darin, dass die Rechenkapazität für die Signalverarbeitung auf drei Komponenten verteilt wird.

#### 6.3.2 Gehörschutz, Dosimeter und Kommunikation

In einer Funktionserweiterung sind Mittel zur Generierung und wechselseitigen Übertragung von akustischen Signalen (Kommunikationskanal  $w_{com}$ ), die vom Frontend gesteuert werden können ( $S$ ), vorgesehen (siehe Abbildung 6.2). Einerseits können sicherheitsrelevante akustische Informationen aus der Umgebung (z.B. Überschreiten der Lärmdosis) direkt an den Nutzer übertragen werden. Andererseits können dadurch

andere Perzeptionskanäle (z.B. Seh- oder Tastsinn) kompensiert werden. Dies bietet den Vorteil, dass der Nutzer z.B. während einer gesamten Arbeitsschicht die Sonde nicht herausnehmen muss und somit der persönliche Lärmschutz erhalten bleibt.

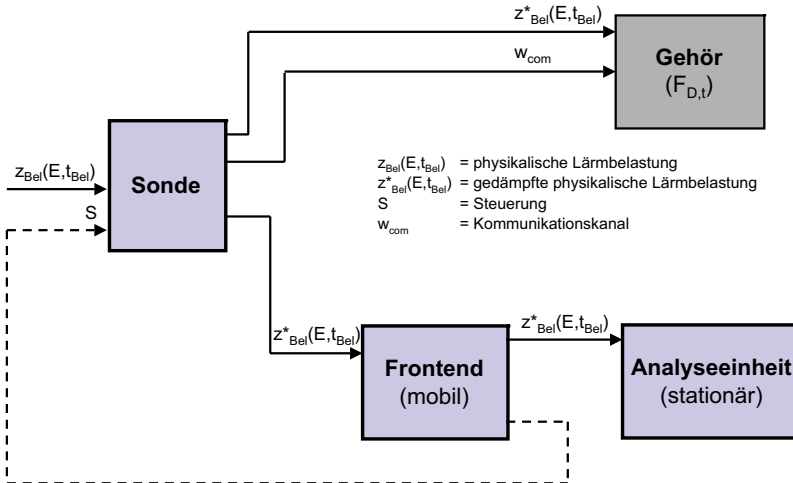


Abbildung 6.2: Konzeption PMD: Gehörschutz, Dosimeter und Kommunikation, Erklärung siehe Text

### 6.3.3 Gehörschutz, Dosimeter, Kommunikation und OAE

In einer dritten bevorzugten Ausführung sind zusätzlich Mittel für eine sequenzielle Provokationsanalytik (z.B. otoakustische Emissionen (OAE)) vorgesehen, siehe Abbildung 6.3. Hierbei übernimmt das Frontend ferner die Aufgabe eines Reizgenerators, d.h. die Bereitstellung der elektrischen Signale für den akustischen Reiz (z.B. OAE-Stimulus  $x_{Stim}$ ), gesteuert über  $S$ . Dafür muss die Sonde als Sensor-/Aktor-System so

aufgebaut sein, dass der akustische Reiz  $x_{Stim}$  in den Gehörgang abgegeben werden kann und die evozierten otoakustischen Emissionen  $y_{OAE}$  bzw.  $y_{OAE}^*$  im Restvolumen des Gehörgangs registriert werden können.

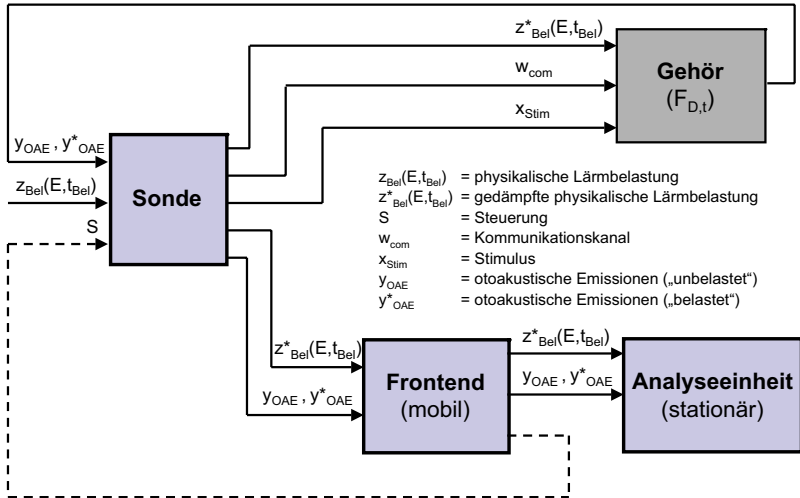


Abbildung 6.3: Konzeption: Gesamtsystem PMD, Erklärung siehe Text

### 6.3.4 Spezifikation der Gehörgangssonde

Die individuelle und personalisierte Lärmdosimetrie setzt voraus, dass die Messung möglichst nah am Hörorgan (*in situ*) erfolgt. In Abbildung 6.4 ist eine mögliche Ausführungsform der Sensor-/Aktor-Einheit dargestellt. In ihr sind Mittel zur Signalaufnahme (z.B. Mikrophone) und Mittel zur Signalabgabe (z.B. Lautsprecher oder Knochenleitungshörer) vorgesehen. Diese bilden die Schnittstelle zwischen den elektrischen Signalen und dem Schalldruck am Ohr ( $z_{Bel}(E, t_{Bel})$ ) bzw. im Restvolumen des Gehörgangs ( $(z_{Bel}^*(E, t_{Bel}), w_{com}, y_{OAE}, y_{OAE}^*)$ ).

Die Sensor-/Aktor-Einheit wird als ITC<sup>10</sup>-Gehörgangssystem so konzipiert, welches in eine individuell anpassbare und auswechselbare Otoplastik eingebettet werden kann. Dies erfordert eine Miniaturisierung der akustischen Wandler. Zusätzlich können somit nachteilige Verzerrungen der akustischen Signale vermieden werden, die durch Akustikschläuche bei der Anwendung einer HdO<sup>11</sup>-Variante entstehen würden. Da die Akzeptanz solcher Sonden stark vom Tragekomfort abhängt, ist eine individuell angepasste und okklusionsfreie<sup>12</sup> Otoplastik (z.B. aus Silikon) zu verwenden. Dies hat unter anderem den Vorteil, dass die Sonde gleichzeitig die Funktion eines Gehörschutzes integriert hat. Des Weiteren ist eine Optimierung des Sondensitzes so vorzunehmen, dass die intraindividuellen morphologischen Differenzen berücksichtigt und eine einheitliche Platzierung im Gehörgang realisiert werden kann, z.B. mittels optischer Ausrichtung an einem Fixpunkt des Trommelfells (z.B. zum *Umbo membranae tympani*<sup>13</sup>, vgl. LIPSIVS [83]).

Folgende Anforderungen werden an die Gehörgangssonde gestellt:

- *Bauform*: Die Gehörsonde besitzt eine kleine und leichte Bauweise, vergleichbar mit ITC-Hörgeräten oder schnurlosen Headsets.

---

<sup>10</sup>ITC = In The Canal

<sup>11</sup>HdO = Hinter dem Ohr

<sup>12</sup>Okklusion - Verschließung, Verschluss

<sup>13</sup>Einziehung in der Mitte des Trommelfells, die durch die verspannende Verwachsung der Membran mit dem Hammer (*Malleus*) verursacht wird



- *Ergonomie*: Die Gehörsonde (Otoplastik) muss ergonomisch individuell an den Gehörgang angepasst sein (plastisches, volumenvariierbares und biokompatibles Material, z.B. Polyurethan), um einen hohen Tragekomfort bei einer Arbeitsschicht von zehn Stunden zu gewährleisten.

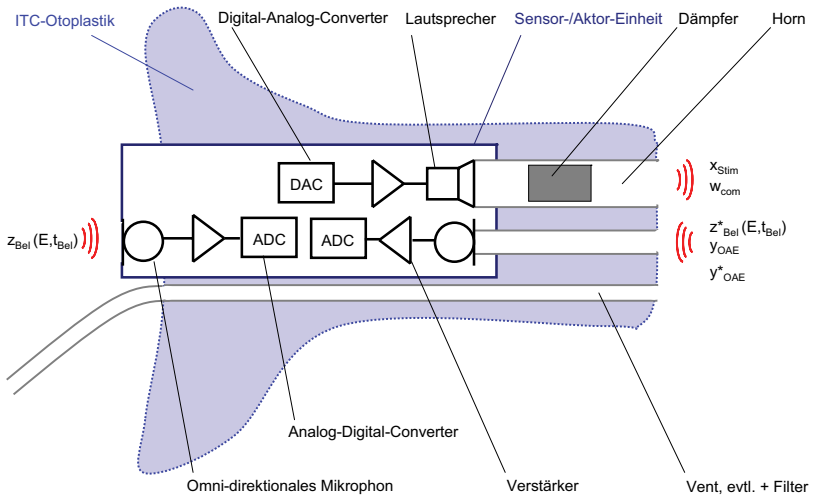


Abbildung 6.4: Otoplastik mit integrierter Sensor-/Aktor-Einheit, Erklärung siehe Text

- *Sondenanpassung bzw. Platzierung im Gehörgang*: Die Sondenpositionierung (Positionierbare Tube) erfolgt optisch am *Umbo membranae tympani* und sollte individuell anpassbar sein.
- *Dämpfung*: Die Gehörsonde realisiert eine passive und möglichst lineare Dämpfung, so dass ein natürliches Klangbild erhalten bleibt und gleichzeitig eine ausreichende Schalldämmung ( $\leq 85$  dB(A) im Restvolumen des Gehörgangs) vorliegt.

- *Integrierte technische Komponenten - Mikrophone:* Die Sonde verfügt über ein „Innen“-Mikrophon<sup>14</sup> mit folgenden Kenndaten zur Messung des Schalldrucks im Restvolumen des Gehörgangs (tatsächliche Immission) und für die OAE-Messung sowie über ein „Außen“-Mikrophon<sup>15</sup> zur Messung des Schalldrucks vor dem Gehörgang:

- Pegelbereich: bis 130 dB[SPL]
- Empfindlichkeit: min. 50 mV (re. 1V/Pa)
- Frequenzbereich: ca. 20 Hz bis 16 kHz (zwischen 100 Hz und 10 kHz linear)
- Genauigkeit:  $\pm 3$  dB

Der Dynamikbereich der Mikrophone kann, falls dies von Vorteil ist, über eine parametrisierbare Verstärkerschaltung (oder eine andere geeignete Methode) in Stufen ( $\geq 2$ ) oder über die Versorgungsspannung angepasst werden.

- *Integrierte technische Komponenten - Lautsprecher:* In die Sonde ist ein Lautsprecher<sup>16</sup> integriert, der einerseits die Stimuli für die OAE-Messung erzeugt und andererseits für den Kommunikationskanal zur Verfügung steht:

- Pegelbereich: ca. 30 dB[SPL] bis 100 dB[SPL]
- Frequenzgang: linear von ca. 300 Hz bis 6 kHz (Die Linearisierung kann im Ohrpassstück durch Bohrungen wie Vents<sup>17</sup>, Dämpfer<sup>18</sup> und Aufbohrungen (Horn<sup>19</sup>) erreicht werden.)
- Pegelgenauigkeit:  $\pm 3$  dB

---

<sup>14</sup>proximal

<sup>15</sup>distal

<sup>16</sup>proximal

<sup>17</sup>Der Vent erhöht den Tragekomfort, d.h. der Träger empfindet eine geringere Verstopfung (Okklusion) des Gehörgangs. Des weiteren können Resonanzen der Sensor-/Aktor-Einheit sowie der Otoplastik reduziert werden. Speziell mit einer Parallelbohrung können niedrige Frequenzen ohne Auswirkung auf die hohen Frequenzen modifiziert werden. (vgl. [101])

<sup>18</sup>Der Dämpfer ist ein akustischer Widerstand. Es können Frequenzspitzen zwischen 300 Hz und 3 kHz geglättet werden. (vgl. [101])

<sup>19</sup>Mit einem Horn lassen sich hohe Frequenzen zwischen 3 kHz und 10 kHz verstär-

- *Integrierte technische Komponenten - weitere Hardware:* Die Sonde enthält eine geeignete Verstärkerschaltung zum Anschluss der Sensoren sowie Aktoren, eine Komponente zur Digital-Analog-Wandlung bzw. Analog-Digital-Wandlung der Sensor/Aktor-Signale, sowie, falls benötigt oder vorteilhaft, eine Komponente zur digitalen Signalvorverarbeitung und/oder Schnittstellenlogik.
- *Energieverbrauch:* Der Energieverbrauch sollte so niedrig sein, dass eine Versorgung über mindestens zehn Stunden gewährleistet werden kann.
- *Schnittstelle:* Die Sonde muss über eine einfache und kabellose Schnittstelle zum Frontend verfügen (siehe Kapitel 6.3.6).

#### 6.3.5 Spezifikation des Frontends

In Abbildung 6.5 ist der prinzipielle Aufbau der mobilen Signalverarbeitungseinheit (Frontend) dargestellt.

Folgende Anforderungen werden an das Frontend gestellt:

- *Reizgebung OAE ( $x_{stim}$ ):* Das Frontend enthält einen digitalen Reizgenerator, mit dem ein definierter Rechteckimpuls (Klickreiz) von  $40\ \mu s$  bis  $120\ \mu s$  und einer Reizfolgenrate von 20 Hz bis 40 Hz zur Evozierung der TEOAE ( $y_{OAE}$  bzw.  $y_{OAE}^*$ ) erzeugt werden kann.
- *Signalverarbeitung OAE ( $y_{OAE}$  bzw.  $y_{OAE}^*$ ):* Das Frontend verfügt über eine Artefaktunterdrückung mit frei wählbarer(em) Amplitudenschranke und Zeitbereich (getriggert von Reizbeginn bis min. 20 ms post-Stimulus, *reject area*), über eine Signalmittelung zur Gewinnung des Nutzsignals, wobei die Signale abwechselnd in einen Speicherbereich A bzw. B punktweise aufsummiert werden können.

---

ken, mit einem umgekehrten Horn dämpfen. (vgl. [101])

- *Datenspeicher und Datenformat:* Das Frontend bietet eine geeignete Möglichkeit der Aufzeichnung der Daten zweier Gehörsonden für einen Zeitraum von min. zehn Stunden. Die Messdaten ( $z_{Bel}(E, t_{Bel})$  bzw.  $z_{Bel}^*(E, t_{Bel})$ ,  $y_{OAE}$  bzw.  $y_{OAE}^*$ ) werden in einem internen Speicher des Frontends unkomprimiert-numerisch gespeichert. Dabei handelt es sich um einen Flash-Speicher, der die Daten auch ohne zusätzliche Energie behält. Ca. 5 GB können gespeichert werden.

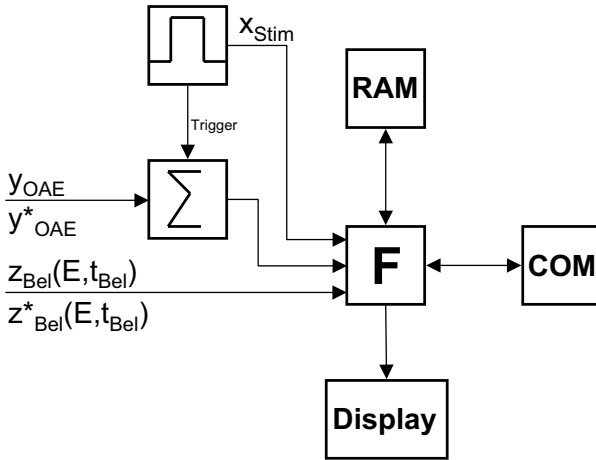


Abbildung 6.5: Prinzipieller Aufbau der mobilen Signalverarbeitungseinheit (Frontend).

- *Frequenzbewertung ( $z_{Bel}(E, t_{Bel})$  bzw.  $z_{Bel}^*(E, t_{Bel})$ ):* Das Fontend ermögliche eine Simultanmessung von A- und C-bewertetem bzw. unbewerteten Summenpegel, sowie parallele Oktav- und Terzfilter (entsprechend DIN EN 61260 [25]).

- *Zeitbewertung* ( $z_{Bel}(E, t_{Bel})$  bzw.  $z_{Bel}^*(E, t_{Bel})$ ): Es besteht die Möglichkeit, eine Messung mit allen drei Zeitkonstanten (F, S, I) gleichzeitig durchzuführen.
- *Verfügbare Messgrößen*: Momentanpegel über die Zeit (SPL),  $L_{Max}$ ,  $L_{Min}$ ,  $L_{Eq}$ ,  $L_E$ ,  $L_{Peak}$ .
- *User-Interface*: Eine geeignete Möglichkeit für Benutzereingaben soll gegeben sein.
- *Display*: Das Frontend bietet eine Anzeigmöglichkeit (Display) für die gewonnenen bzw. berechneten Daten.
- *Abmessungen/Gewicht* - Die Bauform des Frontends muss so konzipiert sein, dass es bequem am Gürtel oder in der Brusttasche getragen werden kann. Sein Gewicht sollte ca. 100 g bis max. 300 g betragen („Zigarettschachtelgröße“).
- *Energieverbrauch*: Die Energieversorgung soll mit Akku nach Möglichkeit für min. zehn Stunden erfolgen.
- *Betriebssystem*: Das Frontend wird mit einem Bootloader sowie einem Betriebssystem ausgestattet, welche an die verwendete Hardware angepasst werden können.
- *Schnittstellen*: Das Frontend muss über eine einfache und kabellose Schnittstelle zur Gehörsonde verfügen (siehe Kapitel 6.3.7) gekoppelt über eine serielle Schnittstelle für den Datentransfer für die Offline-Analyse. Die Schnittstelle soll universell für zukünftige (weiterführende) Anwendungen gehalten sein.

### 6.3.6 Schnittstelle zwischen Sonde und Frontend

Nach MACKENSEN & KUNTZ [88], [89], [90] wird bis heute die drahtlose Datenkommunikation, insbesondere in Bezug auf Sicherheit und Zuverlässigkeit, noch immer als kritisch betrachtet. In ihren Arbeiten wurden dazu grundlegende Anforderungen an solche Systeme in Abhängigkeit von verschiedenen Anwendungen (z.B. in der Medizintechnik, Messung am Patienten) gegenübergestellt. Sie dienen als Basis für die nun folgenden Kriterien und entsprechenden Anforderungen an den kabellosen Datentransfer zwischen Sonde und Frontend:

- *Richtcharakteristik und Durchdringung:* Die drahtlose Technik sollte möglichst richtungsunabhängig sein, da Mobilität und Beweglichkeit Grundvoraussetzungen für die praktische Anwendbarkeit im Arbeitsalltag sind. Damit ist auch die Durchdringung von undurchsichtigen Gegenständen (außer Metall) verbunden.
- *Reichweite:* Die Reichweite zwischen Sender und Empfänger sollte zwischen 1 m und 10 m liegen. Es wird davon ausgegangen, dass die Sonden und das Frontend am Körper getragen werden.
- *Datenrate:* Die real erzielbare Datenrate muss für die symmetrische Übertragung von Audiodaten (CD-Qualität und höher) ausreichend sein.
- *Miniaturisierung:* Die Komponenten, die zur Schnittstelle für den kabellosen Datentransfer gehören, sollten möglichst so klein sein, dass sie in die Sonden und das Frontend integriert werden können.
- *Energieverbrauch:* Der Energieverbrauch der Schnittstellen sollte so gering sein, dass eine Versorgung über mindestens zehn Stunden gewährleistet werden kann. Da die Schnittstellen in mobile Einheiten (Sonde, Frontend) integriert sind, muss eine permanente Spannungsversorgung ausgeschlossen werden.

- *Netzwerkstruktur*: Die drahtlose Übertragungstechnologie muss Punkt-zu-Punkt- und Multi-Punkt-Verbindungen unterstützen (Frontend steht mit zwei Sonden in Verbindung).
- *Übertragungsrobustheit*: Die Kommunikationen zwischen dem Frontend und den Sonden sollte nicht anfällig gegenüber Störungen sein, aber auch nicht zu Störungen, z.B. anderer Geräte, führen.
- *Übertragungssicherheit*: Die anfallenden Daten sind im weitesten Sinne Patientendaten und unterliegen dem Datenschutz, d.h. eine entsprechend hohe Datensicherheit muss gewährleistet sein. Neben der Sicherheit ist die Zuverlässigkeit des Kommunikationssystems sehr wichtig, d.h. das System muss ausfallsicher sein.





# Kapitel 7

## Exemplarische Umsetzung

### 7.1 Schnittstellen

#### 7.1.1 Kommunikation zwischen Sonde und Frontend

Nach den funktionalen Vorgaben (siehe Kapitel 6.2.1) soll die Datenübertragung zwischen der Gehörsonde und dem Frontend drahtlos erfolgen. Des Weiteren muss die maximale Sendeleistung innerhalb einer Mindestreichweite von 2 m eingehalten werden<sup>1</sup>. Eine solche kabellose Mobilität, die idealerweise mit niedrigen Hardwarekosten, niedrigem Stromverbrauch und Echtzeitfähigkeit verbunden ist, kann derzeit nur durch wenige drahtlose Kommunikationstechniken realisiert werden. GSM<sup>2</sup> und UMTS<sup>3</sup> sind nicht lizenzfrei sowie mit hohen Kosten verbunden und scheiden somit im vornherein aus. Für die gestellte Aufgabe bieten sich *Bluetooth*® (IEEE 802.15.1 [59]), ZigBee (IEEE 802.15.4 [60]) sowie WLAN (IEEE 802.11b [58]) an, da sie im ISM<sup>4</sup>-Band arbeiten und ihre Nutzung lizenzfrei ist. Weiterhin kommt das optische Verfahren IrDA<sup>5</sup> in Frage, da sich der Standard weitestgehend durchgesetzt hat und weltweit in den meisten Notebooks, Peripheriegeräten sowie mobilen Telefonen integriert ist. In der Tabelle B.1 (siehe Anhang) sind die relevanten Verfahren gegenübergestellt.

---

<sup>1</sup>Der Abstand zwischen Gehörsonde und Frontend, welches körpernah (z.B. am Gürtel) getragen wird, liegt in einem Radius von  $\leq 2m$ .

<sup>2</sup>GSM = Global System for Mobile Communications

<sup>3</sup>UMTS = Universal Mobile Telecommunications System

<sup>4</sup>Das Industrial, Scientific and Medical Band (ISM) steht für Hochfrequenznutzungen in Industrie, Wissenschaft und Medizin. [104].

<sup>5</sup>IrDa = Infraed Data Association

In einer Bewertungstabelle, in der die Gewichtung der Kriterien nach KRAUSE [76] vorgenommen wurde, konnte das optimale Verfahren qualitativ bestimmt werden (siehe Funktionale Anforderungen, Kapitel 6.2.1; Tabelle B.2). Im Vergleich der vier Standards erwies sich *Bluetooth*® als die am besten geeignetste Schnittstelle für den Datentransfer zwischen Sonde und Frontend. Die wesentlichen Punkte werden im Folgenden kurz diskutiert:

- Im Gegensatz zum optischen Verfahren IrDA müssen bei allen elektromagnetischen Funktechniken die Gegenstellen (Master und Slave) nicht gegeneinander ausgerichtet werden, d.h. sie sind richtungsunabhängig. Weiterhin durchdringen sie nichtmetallische Gegenstände. Die potenziellen Nutzer des PMD (z.B. Arbeitnehmer) können sich somit frei im Raum bewegen, mit IrDA ist man gezwungen stationär zu bleiben.
- Hinsichtlich der Reichweiten schneiden die elektromagnetischen Funktechniken wesentlich besser ab, als IrDA. Mit ZigBee sind Reichweiten bis zu 75 m, mit WLAN bis 100 m möglich. Für die Umsetzung des PMD liegt *Bluetooth*® mit 10 m (Klasse 3) genau im Anforderungsbereich.
- *Bluetooth*® ist in der Gesamtbewertung allen anderen Verfahren vorzuziehen. Jedoch ist die real erzielbare Datenrate leider nur ausreichend und genügt prinzipiell nicht der Anforderung für die symmetrische Übertragung der Audiodaten in CD-Qualität.
- Eine wichtige Voraussetzung für die Integration der Schnittstellen in das PMD (insbesondere bei der Sonde) ist die Miniaturisierung. *Bluetooth*® und ZigBee heben sich vor allem durch ihre kleinen Chiplösungen ab, die in einem Bereich von ca. 5 mm · 5 mm liegen.
- WLAN hat im Vergleich zu *Bluetooth*®, ZigBee und IrDA einen relativ hohen Stromverbrauch (im Senden bis zu 315 mA). Insgesamt ist der Stromverbrauch bei *Bluetooth*® immer noch zu hoch,

so dass eine Nutzung über eine komplette Arbeitsschicht derzeit nicht realisierbar ist. In Abhängigkeit des verwendeten Headsets (siehe Kapitel 7.2) sind max. acht Stunden möglich.

- Wesentlich für die exemplarische Umsetzung ist die Integration kommerziell verfügbarer Komponenten (hier Headset). Mit Einschränkung auf das verwendete Profil (HSP<sup>6</sup>, siehe weiter unten) genügt *Bluetooth*® hierbei der gestellten Anforderung.

### 7.1.2 *Bluetooth*®- und die SCO-Verbindung

Der offene Industriestandard IEEE 802.15.1 ist ein lizenzfreies Kurzstreckenfunkverfahren für kabellose Sprach- und Datenkommunikation und kann in kleine mobile Geräte (z.B. Handy, PDA, Headset) integriert werden. Bei der Entwicklung von Bluetooth (Ericsson und Nokia) wurde besonderen Wert auf niedrigen Stromverbrauch, möglichst kleine Bauform, Störunanfälligkeit, sowie integrierte Sicherheitsmechanismen gelegt.

*Bluetooth*® benutzt das ISM-Band zwischen 2,402 GHz und 2,480 GHz auf 79 Kanälen. Daraus folgt, dass pro Kanal 1 MHz Bandbreite zur Verfügung steht. Das Frequenzband um 2,4 GHz wird auch von einigen anderen Funkverfahren (z.B. IEEE 802.11b) benutzt. Deshalb wird für die Übertragung der Datenpakete ein Frequenzhopping-Verfahren (FHSS) mit 1600 Frequenzsprüngen pro Sekunde realisiert. Die Reichweite in *Bluetooth*® wird über drei Leistungsklassen definiert (siehe Tabelle 7.1).

Mit *Bluetooth*® lässt sich eine asymmetrische Übertragung bei max. 723,2 kbit/s in Download-Richtung und 57,6 kbit/s in Upload-Richtung, sowie eine symmetrische Übertragung bei 432,6 kbit/s in jede Richtung herstellen. Für die Übertragung von Sprache (wie es bei schnurlosen Headsets üblich ist) wird das SCO<sup>7</sup>-Verfahren eingesetzt. Da die Qua-

---

<sup>6</sup>HSP = Headset Profile, schnurloses Headset

<sup>7</sup>SCO = Synchronous Connection Oriented

lität der Verbindung hierbei im Vordergrund steht, wird mit maximal drei geschützten Kanälen gearbeitet, die je 64 kbit/s<sup>8</sup> zur Verfügung stellen. Dadurch ist die Bandbreite auf einen Bereich von 300 Hz bis 3400 Hz<sup>9</sup> beschränkt. Die Codierung erfolgt über PCM<sup>10</sup> oder CVSD<sup>11</sup>-Modulation (vgl. [111], [107]).

Tabelle 7.1: *Reichweiten und Leistungsklassen im Vergleich, nach [107].*

Klasse	maximale Sendeleistung	Mindestreichweite
1	100 mW / 20 dBm	100 m
2	2,5 mW / 4 dBm	20 m
3	1 mW / 0 dBm	10 m

Bei Sprachdiensten ist es unbedingt notwendig, dass die Daten nur synchron übertragen werden. Dabei erstellen Master (Device, z.B. PDA<sup>12</sup>) und Slave (z.B. Headset) eine Punkt-zu-Punkt-Verbindung. Bis zum Aufbau der Verbindung wird eine bestimmte Bandbreite<sup>13</sup> zur Verfügung gestellt, egal, ob sie benötigt wird oder nicht. Der Master ist in der Lage drei Kanäle (SCO-Links) gleichzeitig aufzubauen und zu verwalten. Die SCO-Links sind bidirektional und ermöglichen somit dreikanaliges Senden und Empfangen (vgl. WOLLERT [140]).

## 7.2 Gehörsonde

Als gute Alternative für die exemplarische Umsetzung der Sonde erweisen sich drahtlose Headsets, wie sie üblicherweise aus der mobilen Telekommunikation bekannt sind. Um die funktionalen Anforderungen auf einem möglichst hohen Niveau umsetzen zu können, wurden fünf der

---

<sup>8</sup>bei einer Samplerate von 8 kHz und einer nutzbaren Bittiefe von 8 Bit

<sup>9</sup>Das entspricht dem Sprachbereich.

<sup>10</sup>Puls Code Modulation

<sup>11</sup>CVSD = Continous Variable Slope Delta (-Modulation)

<sup>12</sup>PDA = Personal Digital Assistant

<sup>13</sup>eine bestimmte Menge Slots mit definiertem Abstand

geeignetsten aktuellen Geräte verglichen (siehe Anhang Tabelle B.3) und wiederum in einer Bewertungstabelle nach KRAUSE [76] gewichtet. Wesentliche Kriterien für die Vorauswahl der Headsets waren ein möglichst geringes Gewicht (Miniaturisierung), eine möglichst lange Sprechzeit (wenn möglich acht Stunden) und eine hohe Ergonomie (In Ear oder HdO, anpassbare Ohrstöpsel). Der Vergleich zeigte, dass das AX2 sowie das G5 die geeignetsten Headsets für die Applikation sind. Die äußerst kleinen und robusten Headsets verfügen über eine lange Sprechzeit, sind sehr leicht und haben ein gutes Preis-Leistungsverhältnis. Zur Umsetzung des Frontends und für erste Testzwecke wurde auf das Discovery 640 zurückgegriffen (siehe auch Kapitel 7.3 Frontend). Für den Aufbau der Gehörsonde konnte das AX2 verwendet werden.

In Zusammenarbeit mit der Audio Akustik GmbH Sömmerda wurden aktive und individuell an den Autor angepasste Otoplastiken entwickelt. Abbildung 7.1 zeigt die exemplarische Umsetzung einer Gehörsonde. Die Entwicklungsschritte werden nachfolgend kurz beschrieben.

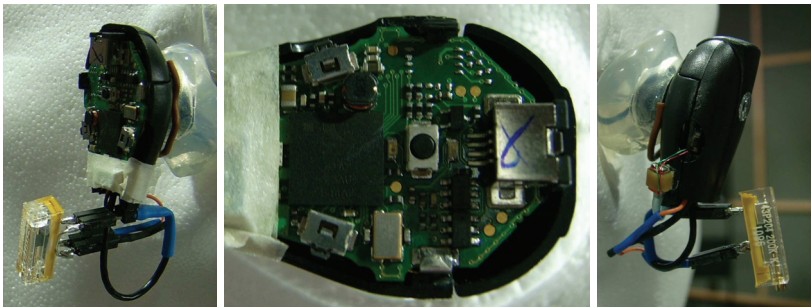


Abbildung 7.1: *Exemplarische Umsetzung der Gehörsonde des PMD: Ohrpassstück (Otoplastik) mit integriertem Mikrophon und Potentiometer (Anpassung), gekoppelt mit dem AX2*

### Erstellung der Ohrpasstücke

Zuerst wurde für das linke und rechte Ohr ein druckloser Funktionsabdruck<sup>14</sup> der Gehörgänge bis zur *Helix* der Ohrmuschel vorgenommen. Dafür wurde vor der Einspritzung des Abdruckmaterials (schnellhärtender Silikon-Kunststoff)<sup>15</sup> mit Hilfe eines Leuchtstabes eine Tamponeade bis in den knöchernen Teil des Gehörgangs platziert<sup>16</sup>. Nach formschlüssiger Aushärtung des Materials wurden die Rohformen aus dem Gehörgang gezogen. Mit Hilfe der Rohformen konnten Negativformen produziert werden. Diese Formen wurden mit Silikon ausgegossen und anschließend nachbearbeitet. Um Verschlusseffekte und Wärmestau zu verhindern, wurde die Form mit einer Bohrung (Durchmesser ca. 1,5 mm<sup>17</sup>) versehen (offenes System).

### Implementierung des akustischen Filters

In diese Bohrung können zusätzlich Wechselfilter eingesetzt werden. Sie ermöglichen je nach Ausführung eine definierte Dämpfung des Schalldruckpegels um 13 dB bis 23 dB. Für die gesetzlich vorgeschriebene Schutzausrüstung an Arbeitsplätzen werden in der Regel ALPINE-Filter (F7-F10) verwendet.

### Implementierung des geeigneten Sensors bzw. Aktors

Im ersten Schritt wurde sich auf die Implementierung des Sensors (Miniaturmikrofon) in die individuellen Ohrpasstücke beschränkt. Eine Herausforderung war hierbei, die Miniaturmikrofone mit der vorhandenen Headsetelektronik zu koppeln bzw. sie an diese anzupassen. Dafür wurde das Headset (Originalzustand) im laufenden Betrieb an ein Os-

---

<sup>14</sup>D.h. bei der Abdrucknahme darf die anatomische Beschaffenheit des Außenohres nicht verändert werden.

<sup>15</sup>Die Viskosität des Materials muss eine drucklose und vollständige Abformung ermöglichen

<sup>16</sup>Dies verhindert ein Vorbeifließen des Abdruckmaterials und Verletzungen des Trommelfells

<sup>17</sup>Um die Sensoren und Aktoren implementieren zu können, konnte kein größerer Durchmesser gewählt werden

zilloskop angeschlossen und die Ausgänge des Differenzverstärkers bzw. des integrierten Elektretmikrophons gemessen. Die gemessenen Spezifikationen sind in Tabelle 7.2 dargestellt.

Tabelle 7.2: *Spezifikation des Elektretmikrofons im Modell AX2*

Parameter	gemessen	Einheit
Sensitivity	-42	dB (f=1kHz, Pin=1Pa)
Impedanz	ca. 2,2	kOhm
Vs	2.1	V

In Kenntnis dieser Daten konnte eine geeignete Vorauswahl für die Miniaturmikrophone getroffen werden. Für die Implementierung schien das Mikrophon Typ 8002 der Firma Sonion gut geeignet. Abbildung 7.2 verdeutlicht anhand eines Blockschaltbildes den prinzipiellen Aufbau der aktiven Otoplastik. Der bereits integrierte Lautsprecher des AX2 wurde durch einen Miniaturlautsprecher des Typs 26171 (Firma Knowles) ersetzt.

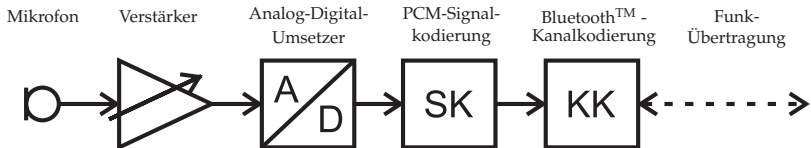


Abbildung 7.2: *Blockschaltbild der aktiven Otoplastik aus FABRIS [35], S.22*

Für die Koppelung der Mikrophone mit dem Headset, wurde eine Anpassung (Offset-Wert) bzw. Modifikation nach folgendem Prinzip durchgeführt (siehe Abbildung 7.3).

## A/D-Umsetzung und Signalcodierung

Die Wechsellspannung (Ausgang am Mikrophon) wird nach ITU-T G.711 [64] mit 8 kHz abgetastet und nichtlinear nach PCM<sup>18</sup> „a-law“ quantisiert. Der Vorteil ist ein gleichbleibendes Signal-Rausch-Verhältnis im übertragenen Dynamikbereich (vgl. auch [108]). Die digitalen Signale werden nach dem *Bluetooth*® Headset Profile (siehe Kapitel 7.1.2) übertragen.

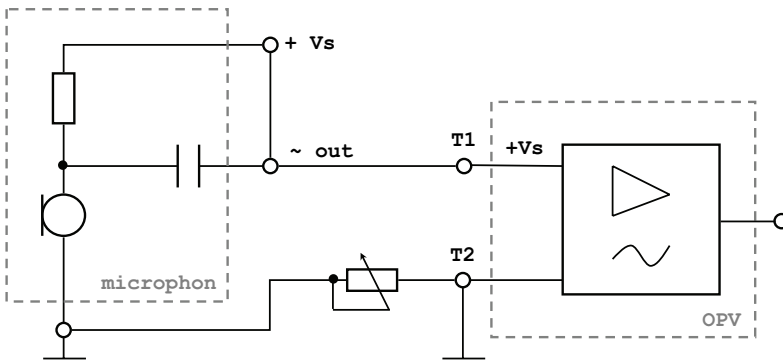


Abbildung 7.3: *Anpassung (Potentiometer) des Mikrophons an den Operationsverstärker (OPV)*

## 7.3 Frontend

In Zusammenarbeit mit der IMMS gGmbH Ilmenau wurde aus der im Anforderungskatalog beschriebenen Komponente „Gehörschutz plus Dosimeter plus Kommunikation“ ein Labormuster realisiert (Frontend). In Hinsicht auf die Verfügbarkeit der benötigten Entwicklungstools und in Verbindung mit den Headsets war dafür die Verwendung eines PDA

<sup>18</sup>PCM = Pulse Code Modulation



(hier HP iPAQ hx 4700) zu favorisieren, da die benötigte *Bluetooth*®-Schnittstelle (RFCOMM, SCO, HS-Profil) bereits integriert ist.

Nach Erstellung der Applikation (Hard- und Software) für den PDA, sollte folgende Funktionalität gewährleistet sein:

- Herstellen einer bidirektionalen Audioverbindung zu beiden Headsets.
- Aufzeichnung der von den Headsets empfangenen Audiodaten unkomprimiert und Speicherung für mindestens acht Stunden auf das Flashmedium.
- Anzeige folgender Werte: Messdauer und Pegelzeitverlauf für beide Headsets, Batterie- und Speicherzustand sowie die Konfiguration auf dem Display des PDA.
- Anzeige der folgenden Werte:  $L_{pS}$ ,  $L_{pF}$ ,  $L_{pI}$ ,  $L_{rd}$ , Dosis ( $E_{8h}$ ) in Prozent, Peak-Überschreitung (Aussteuerungsbereich) in Abhängigkeit von den Parametern der Audioverbindung und deren Kalibrierbarkeit je Headset.
- Ausgabemöglichkeit und Steuerung von akustischen Signalen an die Headsets.

Die wichtigsten Elemente mit ihren Funktionen sind:

- *Tranceiver*: Das modifizierte Funkmodul<sup>19</sup> ermöglicht eine simultane Verbindung zweier mobiler Endgeräte (Slave) mit dem Frontend (Master).
- *Speicher*: Im PDA ist eine digitale Speicherkarte (Flash-Memory) integriert, welche die „Rohdaten“ (PCM), die vom *Bluetooth*®-Tranceiver empfangen wurden, speichert. Diese Daten können auch nachträglich (offline) mit einem geeigneten Analyseprogramm ausgewertet werden.

---

<sup>19</sup>vgl. Kapitel 7.3.1

- *Rechenelemente*: Die in Abbildung 7.4 aufgeführten Baugruppen **Effektivwertbildner**, **Logarithmierer** (Zeitbewertung) und **Integrator** sind in der Analyse- bzw. Anwendungssoftware<sup>20</sup> implementiert worden.

Abbildung 7.4 zeigt die einzelnen Funktionsgruppen des Labormusters.

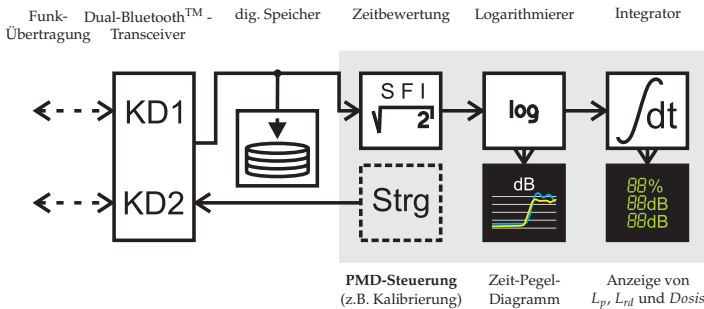


Abbildung 7.4: Blockschaltbild des Frontends aus FABRIS [35], S.23

### 7.3.1 Entwicklung des Labormusters

#### Linux-Distribution und interne Bluetooth<sup>®</sup>-Schnittstelle des PDA

Zunächst wurde die interne Bluetooth<sup>®</sup>-Schnittstelle des PDA und die Linux-Distribution FAMILIAR<sup>21</sup> als Betriebssystem verwendet. Ausgehend von den auf der Projekthomepage verfügbaren Informationen (vgl. [103]), arbeitet die interne Bluetooth<sup>®</sup>-Schnittstelle des PDA mit dem Linux-Bluetooth-Stack problemlos zusammen. Nach Installation von Linux ließen sich so problemlos Datenverbindungen zu einem Mobiltelefon sowie zu einem Rechner herstellen und mit hoher Datenrate benutzen.

<sup>20</sup>vgl. auch Kapitel 7.4

<sup>21</sup>Familiar Linux ist ein Ersatz für das Betriebssystem Windows CE unter Verwendung eines iPAQ-Handhelds

Im nächsten Schritt wurde eine Datenverbindung (RFCOMM) zu einem *Bluetooth*®-Headset aufgebaut. Die Datenverbindung scheiterte aber am nötigen Aufbau des Audiokanals (SCO). Nach Recherchen und eigenen Überlegungen wäre folgende Ursache denkbar:

Der interne *Bluetooth*®-Chip des PDA (Texas Instruments, TI BRF6150) ist neben der seriellen Verbindung zum Hauptprozessor zusätzlich über ein PCM-Interface angebunden, welches zur Übertragung von Audiodaten gedacht ist. Zu diesem Interface ist jedoch kein Linux-Treiber vorhanden. Einen eigenen Treiber dafür zu entwickeln kam nicht in Betracht, da weder die Art der Schnittstelle noch die Anbindung an die CPU<sup>22</sup> bekannt ist. Die Beschaffung von Dokumentationen bzw. Herstellerangaben war nicht möglich. Da die Konfiguration des Chips über ein proprietäres<sup>23</sup> Protokoll erfolgt, war es auch nicht möglich in einen Modus zu schalten, der die Übertragung über die bestehende serielle Verbindung erlaubt.

### **Pocket PC 2003 und die interne *Bluetooth*®-Schnittstelle des PDA**

Aufgrund der oben genannten Schwierigkeiten sollte im zweiten Schritt die interne *Bluetooth*®-Schnittstelle des PDA mit dem Betriebssystem Pocket PC 2003 verwendet werden. Hier gestaltete sich die Verbindung zu einem Headset sehr einfach, da die Audioschnittstelle bereits automatisch in das Windows-System eingebunden ist.

Eine Kernfunktion für das Frontend ist die binaurale Analyse der empfangenen Audiodaten, d.h. die gesendeten Daten von zwei *Bluetooth*®-Headsets müssen gleichzeitig vom PDA empfangen und verarbeitet werden können.

Obwohl in der *Bluetooth*®-Spezifikation (vgl. IEEE 802.15.1 [59], [140]) bis zu drei Audiogateways vorgesehen sind, werden diese in dem un-

---

<sup>22</sup>CPU = Central Processing Unit

<sup>23</sup>hier für ein Protokoll, was nicht „frei“ ist, z.B. auch Microsoft Windows oder Macromedia Flash

ter Pocket PC 2003 implementierten *Bluetooth*®-Stack kommentarlos nicht unterstützt.

### **Pocket PC 2003 und zwei *Bluetooth*®-Schnittstellen**

Im dritten Schritt sollte das „Problem der zwei simultanen Audioverbindungen“ durch die Verwendung von zwei getrennten *Bluetooth*®-Schnittstellen gelöst werden. Neben der internen *Bluetooth*®-Schnittstelle kam dazu eine externe *Bluetooth*®-CF-Karte<sup>24</sup> (D-Link DCF650BT) zum Einsatz, welche im Compact-Flash Slot des PDAs betrieben werden kann.

Hierbei war aber das Problem, dass sich jeweils immer nur eine Schnittstelle aktivieren und benutzen ließ. Bei der Installation des Treibers für die *Bluetooth*® CF-Karte wird das schon vorhandene Stack überschrieben, obwohl diese (zwar in einer anderen Version) den selben Stack verwendet.

### **Linux unter Verwendung der externen *Bluetooth*®-Schnittstelle**

Um alle Möglichkeiten auszuschöpfen wurde versucht, die Verbindung unter Linux mit der *Bluetooth*® CF-Karte zu wiederholen. Wenn auch in schlechter Qualität, war es auch hier möglich, Audiodaten zum Headset zu senden und zu empfangen.

Da der Sourcecode des Stacks offen liegt, konnte mit wenigen Veränderungen im Linux-Kernel (ein Teil des Stacks ist direkt im Kernel integriert) auch eine simultane Verbindung zu beiden Headsets hergestellt werden. Allerdings erwies sich der Aufbau der Verbindungen als recht instabil, bzw. die Audiodaten konnten nur sehr verstümmelt aufgezeichnet werden.

Eine mögliche Ursache hierfür sahen die Entwickler in der zu niedrigen Baudrate (115200 Baud), die für ein „sauberes“ Audiosignal nicht ausreicht. In den Spezifikationen der *Bluetooth*® CF-Karte ist jedoch eine

---

<sup>24</sup>CF = Compact-Flash

*Bluetooth*®-Datenrate von max. 723000 Baud angegeben.

Ein Öffnen der Karte verhalf zum folgenden Blockschaltbild (siehe Abbildung 7.5(a)):

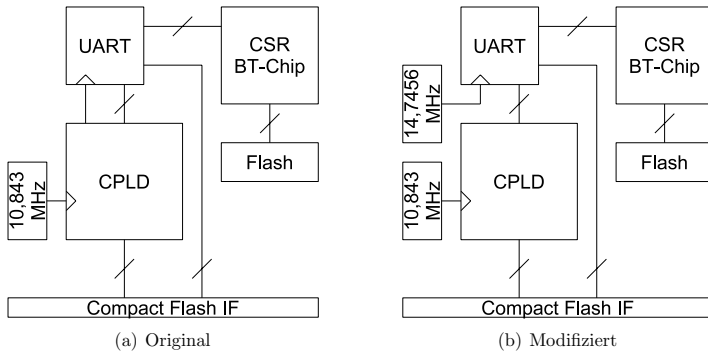


Abbildung 7.5: Blockbild der verwendeten *Bluetooth Compact-Flash-Karte*

An der Compact-Flash-Schnittstelle sind ein CPLD<sup>25</sup> und ein Standard-UART<sup>26</sup>-Baustein angebunden, die zusätzlich kommunizieren. Der UART erhält vom CPLD ein Taktsignal. Der CPLD wird von einem Oszillator (10,843 MHz) getaktet. Der *Bluetooth*®-Chip (CSR BT-Chip) kommuniziert mit der UART und ist an einem Flash-Baustein angebunden.

Die Adress- und Datenleitungen der UART liegen direkt auf dem Compact-Flash-Interface und werden vom Linux-Kernel erkannt. Der *Bluetooth*®-Chip, dessen Firmware und Einstellungen im Flash abgelegt sind, kann direkt über die UART angesprochen werden. Die Taktung vom CPLD an den UART beträgt 1,8343 MHz. Mit diesen Treiber-einstellungen der UART ergibt sich die unter Linux beobachtete Kom-

<sup>25</sup>CPLD = Complex Programmable Logic Device

<sup>26</sup>UART = Universal Asynchronous Receiver Transmitter

munikationsgeschwindigkeit von 115200 Baud. Um die in der Spezifikation angegebene maximale Baudrate zu erreichen, wurde im nächsten Schritt versucht, den CPLD zu veranlassen, einen höheren Takt an die UART auszugeben. Dafür wurde der UART-Takt mit einem Oszilloskop gemessen. Dann wurde versucht, den Treiber unter Pocket PC und unter Windows zu veranlassen, diesen Takt zu erhöhen. Dies gelang leider nicht und konnte somit auch nicht unter Linux nachempfunden werden.

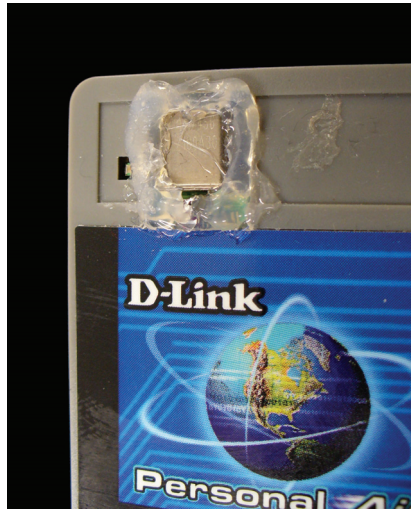


Abbildung 7.6: *Modifizierte Bluetooth<sup>©</sup> Compact-Flash Karte mit Quarz*

Zum Erfolg führte schließlich eine Modifikation der Bluetooth<sup>©</sup> Compact-Flash-Karte (Abbildung 7.5(b)):

Die Taktleitung zwischen CPLD und UART wurde durchtrennt und anstelle derer eine zusätzliche Taktquelle in Form eines Quarzes mit der (laut UART-Spezifikation) maximalen Taktrate von 14,754 MHz eingebaut (siehe Abbildung 7.6). Mit Hilfe eines Konfigurationstools für den Bluetooth<sup>©</sup>-Chip, eines Patches im Kernel sowie des Bluetooth<sup>©</sup>-

Stacks war es danach möglich, die Kommunikation zwischen UART und *Bluetooth*®-Chip auf 921600 Baud zu erhöhen. Mit dieser Schrittgeschwindigkeit ist die simultane Verbindung über zwei Audiokanäle zu zwei Headsets problemlos und in akzeptabler Qualität möglich.

### 7.3.2 Beschreibung der Anwendungs- und Analysesoftware

Die Anwendungssoftware zur Datenvorverarbeitung auf dem Frontend wurde in C++ in Verbindung mit einem QT-Embedded-Toolkit und den Opie-Bibliotheken in das Linux-System implementiert.

#### Konfiguration

Die wichtigsten Parameter der PMD-Applikation können über den Dialog „Einstellungen/Optionen“ konfiguriert werden (siehe Abbildung 7.7).

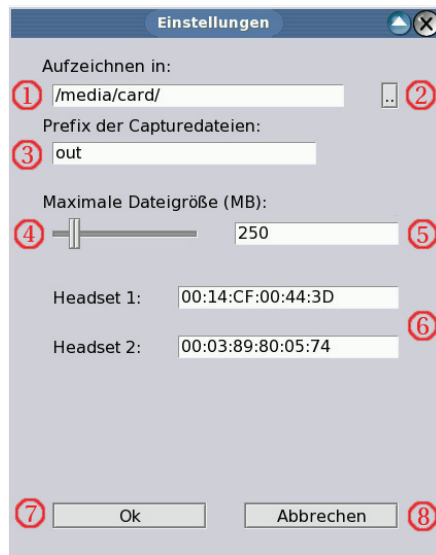


Abbildung 7.7: Konfigurationsdialog (Erklärung (1)-(8) siehe Text)

Im Feld „Aufzeichnen in:“ (1), (2) wird der Ablageort der aufgezeichneten Audiodaten im Filesystem festgelegt. Zum derzeitigen Stand der exemplarischen Umsetzung erfolgt die Aufzeichnung auf eine SD<sup>27</sup>-Karte, da die Größe des im PDA integrierten Flashspeichers auf 64 MB begrenzt ist. Das Feld „Prefix der Capturedaten“ (3) enthält den ersten Teil, des für die erzeugten Audiodateien verwendeten Dateinamens und kann bis auf Sonderzeichen frei gewählt werden. Da die Aufzeichnung der Daten über einen längeren Zeitraum erfolgen soll (ca. 8 h), kann mit der Option „Maximale Dateigröße“ (4) die Größe der Audiodatei festgelegt werden. Es sind Werte zwischen 5 MB und 2048 MB zulässig (5). Dies bietet den Vorteil, dass die in Abhängigkeit vom Dateisystem vorgegebene begrenzte Aufzeichnungsdauer umgangen werden kann (z.B. bei FAT32 2GB). In den Feldern „Headset 1“ und „Headset 2“ (6) werden die Adressen der verwendeten Headsets eingetragen. Durch Betätigung des „Ok“-Buttons (7) werden die Einstellungen übernommen und in einer Konfigurationsdatei abgelegt.

### Kalibrierung

Über „Einstellungen/Optionen“ wird der Kalibrierungsdialog geöffnet (siehe Abbildung 7.8 und 7.9). Dieser Dialog dient zur Systemkalibrierung der Headsets. Durch Betätigung des „Kalibrieren“-Button (2) wird eine Bluetooth-Verbindung zum jeweiligen Headset aufgebaut und der Kalibriervorgang mit einer zusätzlichen Bereitschaftsabfrage (a) gestartet. Dabei wird die Empfindlichkeit (Sensitivity) bei 94 dB(SPL)<sup>28</sup> bestimmt. Üblicherweise verwendet man dazu ein Pistophon, auf dem das Mikrophon des Headsets aufgesetzt wird. Der Kalibriervorgang erfordert einen konstanten Schalldruckpegel über eine Dauer von mindestens drei Sekunden. Um das zur Kalibrierung aktivierte Headset zu identifizieren, kann mit dem „Signalisieren“-Button (c) ein RING-Befehl zum Headset gesendet werden. Durch Betätigung des „Abrechen“-Buttons (4) oder (b) wird der Messvorgang abgebrochen und der vorhandene Kalibrierungs-

---

<sup>27</sup>SD = Secure Digital Memory Card

<sup>28</sup>Das entspricht 1 Pa Schalldruck bei einer Frequenz von 1000 Hz



wert beibehalten. Durch Betätigung des „Ok“-Buttons (3) werden die Einstellungen wiederum übernommen und in einer Konfigurationsdatei abgelegt.



Abbildung 7.8: *Kalibrierdialog (Erklärung (1)-(4) siehe Text)*

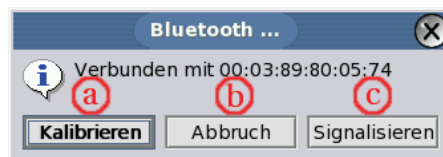


Abbildung 7.9: *Bereitschaftsabfrage des Kalibrierdialogs (Erklärung (a)-(c) siehe Text)*

### Aufzeichnen der Audiodaten

Im Aufzeichnungspanel (siehe Abbildung 7.10) kann die Aufzeichnung und Analyse gestartet werden. Des weiteren werden Statusfunktionen wie Aufnahmedauer, verbleibende(r) Restzeit bzw. -Speicher angezeigt ((3) und (4)). Nach Betätigung des „Start“-Buttons (1) kann in einem Dialog ausgewählt werden, ob die Audiodaten nur analysiert oder zusätzlich in den Speicher der SD-Karte geschrieben werden sollen. Danach baut das Frontend eine bidirektionale Verbindung zu beiden Headsets auf und die Analyse bzw. Aufzeichnung startet. Durch Betätigung des „Stopp“-Buttons (3) wird der Vorgang beendet.

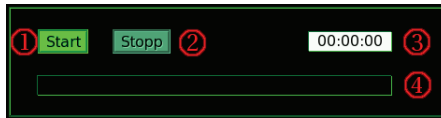


Abbildung 7.10: Aufzeichnungskontrolle (Erklärung (1)-(4) siehe Text)

### Pegelanzeige

Im „Pegel“-Tab wird während der Analyse bzw. Aufzeichnung der an Headset-Mikrophonen anliegende Schalldruckpegel fortlaufend dargestellt. Die zwei Headsets sind durch unterschiedliche Farben gekennzeichnet.

### Dosisanzeige

Das „Dosis“-Tab zeigt drei verschiedene Messgrößen je Kanal an (siehe Abbildung 7.11). Je nach Einstellung (1) wird der aktuelle Schalldruckpegel zeitbewertet mit „Impuls“ (I-Impuls,  $T = 35$  ms), „Fast“ (F-schnell,  $T = 125$  ms) oder „Slow“ (S-langsam,  $T = 1$  s) angegeben (2). In der Mitte wird der personen- bzw. ortsbezogene Beurteilungspegel (bezogen auf 8 h) an gezeigt (3). Die aus dem Beurteilungspegel resultierende Lärmdosis wird in (4) angegeben.

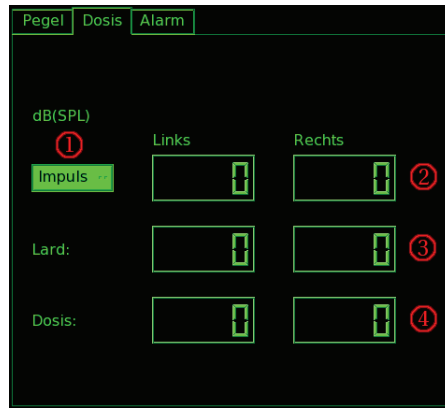


Abbildung 7.11: *Dosis-Tab (Erklärung (1)-(4) siehe Text)*

### Setzen von Dosisalarmen

Im „Alarm“-Tab (Abbildung 7.12) können vier verschiedene Dosis-Alarme festgelegt werden, die z.B. den Nutzer vor einer zu hohen Schalldosis warnen. Dabei wird eine Audiodatei über die verbundenen Headsets abgespielt. Die Alarme werden ausgelöst, wenn im jeweiligen Kanal der eingestellte Schwellwert (z.B. 85.5 %, siehe (1)) erreicht ist. Dieser Schwellwert kann über die Bildschirmtastatur eingestellt werden. Möglich sind Dezimalzahlen zwischen 0 und 1000. Eine 0 schaltet den Alarm ab. In den „Soundfile“-Feldern (2) und (3) kann die für den Alarm zu verwendende Audiodatei über einen Dateiauswahldialog gesetzt werden. Möglich sind nur Dateien im WAV-Format mit einer Samplerate von 8 kHz, einer Bittiefe von 16 und Little-Endian<sup>29</sup>-Codierung. Mit „OK“ (4) werden die Einstellungen geprüft und in einer Konfigurationsdatei abge-

<sup>29</sup>Der Begriff beschreibt die Anordnung der Bytes beim Speichern. Bei Little Endian wird das höchstwertige Byte an der höchsten Adresse gespeichert. Die Bezeichnung stammt aus dem Roman „Gullivers Reisen“ (Jonathan Swift). Die Bewohner von Lilliput stritten sich darum, an welchem Ende man das Ei aufschlagen sollte (<http://netzikon.net>).

legt. Durch „Abbruch“ (5) werden die Werte auf die zuletzt gespeicherte Konfiguration zurückgesetzt.

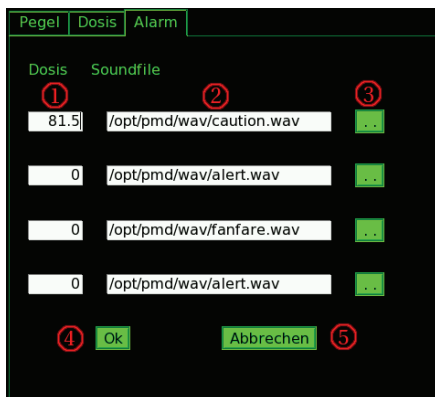


Abbildung 7.12: Alarm-Tab (Erklärung (1)-(5) siehe Text)

## 7.4 Funktionsnachweis

Die exemplarische Umsetzung des PMD (siehe Abbildung 7.13) wurde einem Funktionstest unterzogen, welcher im folgenden Kapitel beschrieben wird. Alle dazu durchgeführten Tests entstanden im Rahmen einer Diplomarbeit (vgl. FABRIS [35]) im Hörlabor der Technischen Universität Ilmenau und sind hier zusammenfassend dargestellt. Der Funktionstest ist unter Berücksichtigung der nun folgend beschriebenen Normen bzw. Vorschriften erstellt worden.



Abbildung 7.13: *Exemplarische Umsetzung des PMD, rechts: Sonde mit integriertem Mikrophon und Lautsprecher, unten: Datenübertragung via Bluetooth<sup>®</sup> an das Frontend*

- **DIN EN 61252** [24], *Anforderungen an Personenschall-exposimeter*

Diese Norm beschreibt die grundlegenden technischen Anforderungen an das PMD, definiert die Messbedingungen zur Funktionsermittlung und reglementiert die zulässigen Messwerte.

- **DIN EN 61672** [26], *Schallpegelmesser*

Als umfassendes Nachschlagewerk für Grenzwerte und Referenzen normiert diese Vorschrift Schallpegelmesser jeglicher Art und lässt Klassifizierungen vornehmen.

- **ANSI S3.6-2004** [2], *Specification for Audiometers*

In dieser Norm sind die Anforderungen an Audiometer spezifiziert. Zusätzlich werden zu den normierten Werten auch Bedingungen zur Funktionsermittlung solcher Geräte aufgezeigt. Weiterhin beinhaltet die Norm Grundlagen für die Lautsprecher- und Messgerätepositionierung bei Funktionstests und reglementiert audiometerspezifische Messfrequenzen.

- **ITU-R BS.775** [63], *Reference loudspeaker arrangement with loudspeakers L/C/R<sup>30</sup> and LS/RS<sup>31</sup>*

Diese Empfehlung beschreibt die Lautsprecheraufstellung für die 5-Kanal-Technik. Für den Funktionstest fand sie in einem der Messsetups Anwendung.

- **ITU-R BS.1116-1** [62], *Methods for the subjective assessment of small impairments in audio systems including multichannel sound systems*

Die Festlegungen dieser Empfehlung sind die Attribute des Hörlabors. Sie enthält Forderungen an die Lautsprecheraufstellung und Einschränkungen hinsichtlich der Nachhallzeit in Audiomessräumen.

---

<sup>30</sup>L = left, C = center, R = right

<sup>31</sup>LS = left surround, RS = right surround

- **ITU-T G.711** [64], *Pulse code modulation of voice frequencies*  
Das PMD überträgt die Audiosignale via *Bluetooth*® nach diesem Standard, welcher die PCM-Kodierung von Sprachsignalen festlegt. Hinsichtlich der Dynamikkompression und der Beschränkung in der Bandbreite (ca. 300 Hz bis 3,4 kHz) musste dieser Standard bei der Messkonzeption beachtet werden.
- **BGV B3** [10], *Unfallverhütungsvorschrift Lärm* (außer Kraft)  
In der berufsgenossenschaftlichen Vorschrift sind Verfahren zur technischen Lärminderung sowie zur Erfassung von Lärmquellen beschrieben. Für den Funktionstest hält sie Ansätze und Regelungen bereit, die zur allgemeinen Beurteilung der Funktionen des PMD dienen.
- **DIN EN 60645-5** [21], *Geräte zur Messung der akustischen Impedanzen/ Admittanzen des Gehörs*  
Die Norm beschreibt Prüfsignale und Umweltbedingungen bei der Ermittlung der akustischen Impedanzen/ Admittanzen des menschlichen Ohrs. Für den Funktionstest war der Abschnitt zur Beschreibung künstlicher Gehörgänge von Bedeutung.
- **DIN EN 60118-8** [20], *Verfahren zur Messung der Übertragungseigenschaften von Hörgeräten unter simulierten in-situ-Bedingungen*  
Für Messungen im künstlichen Gehörgang (Gehörsonden des PMD) konnte diese Norm zu Rate gezogen werden.
- **DIN EN ISO 9612** [29], *Bestimmung der Lärmexposition am Arbeitsplatz - Verfahren der Genauigkeitsklasse 2 (Ingenieurverfahren)*  
Zur Bestimmung des Lärmexpositionspegels an Arbeitsplätzen beschreibt diese Norm in ihrer Entwurfsfassung Arbeitsanalysen, Auswahl der Messstrategie, Durchführung der Messungen, Fehlerbehandlung, Berechnungen von Unsicherheiten sowie Berechnungen und Darstellung von Ergebnissen. Mit einem produktreifen PMD soll nach dieser Norm gemessen werden können.

Eine detaillierte Umsetzung aller Richtlinien und Vorschläge konnte für den Funktionstest nicht realisiert werden. Beispielsweise enthält die DIN EN 61252 [24] zwar alle Erfordernisse für Lärmdosimeter, trifft aber keine Aussage über binaurale, drahtlose Messgeräte oder interaurale Messungen *in situ*. Auch ist das PMD kein Audiometer im herkömmlichen Sinne. Trotzdem konnten Vorschläge der Audiometernorm ANSI S3.6-2004 [2] für die Messaufstellung berücksichtigt werden. Das Messkonzept ist daher eine auf das PMD angepasste Kombination und Anwendung der o.g. Regelungen bzw. Vorschriften. Unter Zuhilfenahme bereits standardisierter Messgeräte (Referenzgeräte) wurden Vergleichsmessungen mit dem PMD durchgeführt.

### 7.4.1 Mess-Setup

#### Messumgebung

Die DIN EN 61252 [24] definiert verschiedene Messbedingungen zur Ermittlung der normgerechten Funktion eines Personenschallexposimeters. Nach dieser Norm müssen folgende Referenzbedingungen an die Messumgebung eingehalten werden:

- normale Umweltbedingungen (atm. Druck: 101,3 kPa, rel. Luftfeuchte: 65 %, Temperatur: 20°C)
- fehlen wesentlicher Störungen durch Umgebungsschall, Luftströmung am Mikrophon, Schwingungen, Magnetfelder, elektromagnetische Felder oder elektrostatische Felder.

Darüber hinaus

- sollte die Darstellung von Schallereignissen reproduzierbar sein,
- müssen die Messgeräte variabel positionierbar sein, ohne dass dabei ihre Funktionsfähigkeit eingeschränkt wird,



- müssen die verwendeten Lautsprecher zur Schallgenerierung der Referenzsignale über eine hinreichende Schalleistung verfügen, sowie bau- und funktionsgleich sein und ebenfalls variabel positionierbar sein.

## Das Hörlabor

Das Hörlabor der Technischen Universität Ilmenau ist nach ITU-BS.1116-1 [62] dimensioniert und bietet hierfür die erforderliche Messumgebung. Der Messraum hat eine Fläche von ca.  $64 \text{ m}^2$ . Die Raumakustik ist an den konkreten Zweck des Hörens elektroakustisch erzeugter Schallquellen und Schallfelder angepasst. Das Labor hat eine Nachhallzeit<sup>32</sup> von ca. 0,3 s und einen Hallradius<sup>33</sup> von 1,3 m und stellt somit eine hinreichende störschallfreie Messumgebung für den Funktionsnachweis dar.

## Referenz-Messgeräte

### Handschallpegelmessgerät 2236 von *Brüel & Kjaer*

Das Gerät ist ein Schallpegelmesser der Klasse 1 (DIN 60651 Typ 1 [22]) und dient für die Referenzmessung zur Bestimmung des Absolutschallpegels. Im Abgleich mit den Einstellungen der Tonregie können generierte Schalldruckpegel exakt gemessen werden.

### Personenschalllexposimeter 4436 von *Brüel & Kjaer*

Das Gerät erfüllt eine Vielzahl von Normen und Richtlinien zur Lärmbeurteilung und dient als Referenzgerät der Genauigkeitsklasse 2 (vgl. DIN EN 60804 [23]) für die Messungen zur monauralen Aufstellung (siehe weiter unten). Unter anderem berechnet es die Schallexposition

---

<sup>32</sup>Die Nachhallzeit beschreibt die Zeit, in der ein definierter Pegel um 60 dB abgeklungen ist (vgl. DIN ISO 3382 [28]).

<sup>33</sup>Der Hallradius ist die Entfernung von einer Schallquelle, die sich kugelförmig ausbreitet, bei welcher der Schallpegel des Direktschalls gleich dem des Raumschalls ist.

und den täglichen persönlichen Lärmexpositionspegel nach DIN 61252 [24]. Das integrierte Mikrophon ist durch einen flexiblen Gummischlauch mit dem Gerät verbunden und arbeitet in einem Dynamikbereich von 55 dB(A)[SPL] bis 140 dB(A)[SPL].

### **Kopfbügelmikrophon BHM.III von *Headacoustics***

Dieses Gerät wird wie ein Kopfhörer aufgesetzt und integriert alle Merkmale der menschlichen Hörwahrnehmung. Dabei übernimmt der Anwender selbst die akustische Funktion eines Kunstkopfes. Das Gerät ist mit zwei ICP-Kondensatormikrophonen<sup>34</sup> ausgestattet, welche über dünne, gebogene Metallrohre und Ohrkegel zur Öffnung des Gehörgangs zentriert sind. Dadurch können binaurale bzw. interaurale Messungen direkt an der jeweiligen Position des Anwenders durchgeführt werden. (vgl. [102])

Das BHM.III dient als Referenzmessgerät für die Aufstellung mit definierten Schallrichtungen und der Aufstellung mit räumlicher Schallumgebung (siehe weiter unten).

## **Position der Schallquellen**

### **Monoaurale Aufstellung**

Für die Betrachtung des Dynamikumfangs und der Bandbreite eines Messgerätes ist eine monoaurale Aufstellung einer Schallquelle ausreichend. Eine Erweiterung der Aufstellung (mehrere Schallquellen) könnte Modulationen, Resonanzen oder Interferenzen hervorrufen, die bei der Quantifizierung der Nutzsignale des zu untersuchenden Messgerätes unerwünscht wären. Um den Einfluss von Umgebungsschall und anderen Raumeinflüssen so gering wie möglich zu halten, schlägt die ANSI S3.6-2004 [2] vor, bei der Kalibrierung von audiometrischen Messgeräten, diese in einem Abstand von 10 cm direkt vor einem Lautsprecher zu positionieren. Dabei sollte sich der Untersuchungsgegenstand innerhalb

---

<sup>34</sup>IPC - Integrated Circuit Preamplifier

des Hallradius (hier 1,3 m) befinden. Die Stand-Höhe für den Lautsprecher beträgt 1,2 m. Als Lautsprecher wurde ein RL 901K<sup>35</sup> verwendet. Abbildung 7.14 zeigt die gewählte Aufstellung.

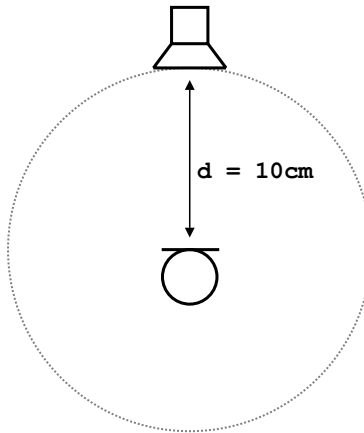


Abbildung 7.14: *Aufstellung der Lautsprecher 1: monoaurale Aufstellung*

### Aufstellung mit definierten Schallrichtungen

Die exemplarische Umsetzung des PMD ermöglicht eine kopfbezogene bzw. binaurale Schallaufnahme. Für die Betrachtung der resultierenden Schallimmissionen auf den Träger müssen beide Gehörsonden eine identische Funktionsweise aufweisen. Zumindest sollten Unterschiede bekannt sein, um die erfassten Daten richtig bewerten zu können. Die Erfassung dieser Abhängigkeiten soll mit der in Abbildung 7.15 vorgeschlagenen Aufstellung realisiert werden. Mit dieser Anordnung können Schallsignale aus definierten Richtungen in den Elongationen  $0^\circ$ ,  $\pm 45^\circ$ ,  $\pm 90^\circ$ ,  $180^\circ$  generiert werden. Die Höhe der Schallquellen ist synchron

<sup>35</sup>ME GEITHAIN

zur monoauralen Aufstellung. Zur Simulation eines menschlichen Kopfes wurden diese Messungen mit Hilfe eines Styropor-Kunstkopfes durchgeführt (siehe weiter unten). Für diese Aufstellung wurden sechs Lautsprecher des Typs GENELEC 1030A verwendet.

### Räumliche Schallumgebung

Um ein Schallfeld anzuregen, welches eine reale Lärmumgebung widerspiegelt, wurde eine dritte Aufstellung nach ITU-R BS.775 [63] realisiert (siehe Abbildung 7.16). Durch die gewählte Positionierung ist es möglich, dass der „virtuelle Proband“ (Styroporkopf) in einem definierten Areal bewegt werden kann (siehe Abbildung 7.16). Auch hier kamen, wie in Aufstellung 2, GENELEC-Lautsprecher zur Anwendung.

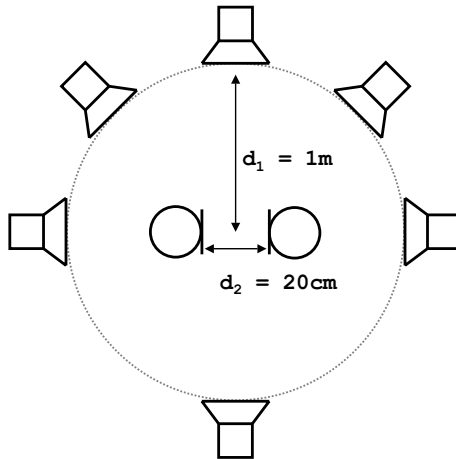


Abbildung 7.15: Aufstellung der Lautsprecher 2: binaurale Aufstellung

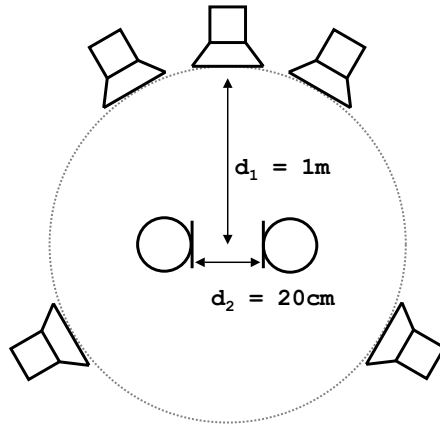


Abbildung 7.16: *Aufstellung der Lautsprecher 3: räumliche Aufstellung nach ITU-R BS.775 [63]*

## Position der Messgeräte

### Position 1

In dieser Freifeldkonfiguration werden die Messgeräte auf gleicher Höhe zu den Schallquellen positioniert. Die Referenzmessgeräte und die Sonden haben den gleichen Abstand zu allen Schallquellen.

### Position 2

Mit dieser Messposition wurde ein menschlicher Kopf simuliert. Die binauralen Messgeräte sowie die Sonden (Otoplastiken) wurden dabei in diesen Kunstkopf positioniert. Die Schallempfänger der Sonden wurden an ein normiertes Volumen nach DIN EN 60645-5 [21] gebracht. Der Kunstkopf steht wie in Position 1 auf gleicher Höhe zu den Schallquellen. Zur Verdeutlichung dient Abbildung 7.17.

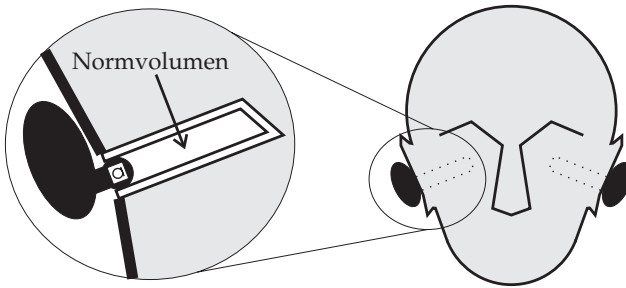


Abbildung 7.17: *Integriertes Normvolumen nach DIN EN 60645-5 [21] im Kunstkopf, aus FABRIS [35]*

#### 7.4.2 Funktionsüberprüfung

Um die Messergebnisse des PMD mit denen der Referenzgeräte vergleichen zu können, müssen die Prüfsignale an die technischen Restriktionen der exemplarischen Umsetzung angepasst werden. Dies sind im folgenden:

- Der Offset (Grundrauschen) beider Sonden. Er liegt zwischen 70 dB[SPL] und 80 dB[SPL], kann aber mit dem Potentiometer (siehe Kapitel 7.2) variiert werden.
- Aus den Kenndaten und der Übertragungsart lässt sich ein Dynamikumfang von ca. 30 dB schätzen. Der maximal zu erfassende Schalldruckpegel (bis zum Signal-Clipping) liegt bei ca. 110 dB[SPL].
- Die theoretische Bandbreite beträgt nach der PCM-Kodierung im *Bluetooth*® Headset-Profil 300 Hz bis 3,4 kHz und ist auf den Sprachbereich ausgelegt.
- Die Berechnung und Anzeige von Immissionswerten ist integriert.

Durch die Einschränkungen der PMD-Übertragungskanäle wurden alle Prüfsignale auf deren Bandbreite begrenzt und mit einem digitalen Funktionsgenerator<sup>36</sup> erstellt.

Zum Beginn aller Messung wurden die emittierten Schalldrucke der Lautsprecher, wie in Position 1 bzw. 2 angegeben, mit Hilfe des Handschallpegelmessgerätes 2236 kalibriert (1 KHz/ 1 Pa (94 dB[SPL])).

## **Dynamik**

Zur Erfassung des Dynamikumfangs wurde die monoaurale Lautsprecheraufstellung und die Messposition 1 verwendet. Als Referenzmessgerät diente das BHM.III.

## **Versuchsablauf**

Zunächst wurde das Schallfeld mit einem 1-kHz-Sinuston bei 80 dB[SPL] angeregt und stufenweise (alle 4 s) um einen Pegel von 5 dB bis 110 dB[SPL] erhöht. In einer weiteren Messung wurde das Schallfeld beginnend von 80 dB[SPL] linear (1 dB/1 s) bis 110 dB[SPL] angeregt.

## **Messergebnisse**

- *Pegelsprünge:* In Abbildung 7.18 sind die aus der Datenaufzeichnung generierten Pegelzeitverläufe des PMD und des BHM.III dargestellt. Vor und nach der Messung ist in jedem Diagramm der Grundschaallpegel (Offset) zu erkennen.
- *Linearer Pegelanstieg:* In der Abbildung 7.19 sind die aus der Datenaufzeichnung generierten linearen Pegelzeitverläufe des PMD und des BHM.III dargestellt. In Beiden ist ein kontinuierlicher Pegelanstieg der Messgeräte bis ca. 105 dB[SPL] zu erkennen. Ab 105 dB[SPL] verläuft der Anstieg logarithmisch (vgl. auch Abbildung 7.18).

---

<sup>36</sup>ADOBE AUDITION/MAGIX SAMPLITUDE

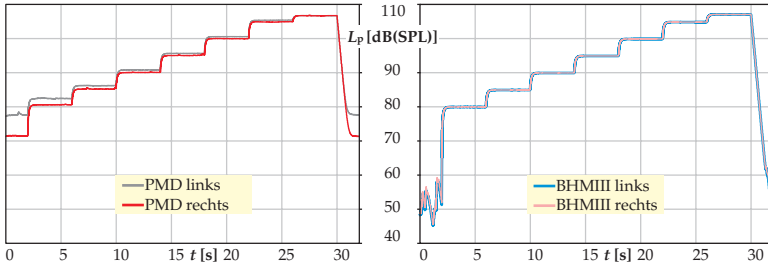


Abbildung 7.18: Pegelzeitverläufe (80 dB[SPL] bis 100 dB[SPL] in 5 dB-Schritten), links: PMD, rechts: BHM.III, aus FABRIS [35]

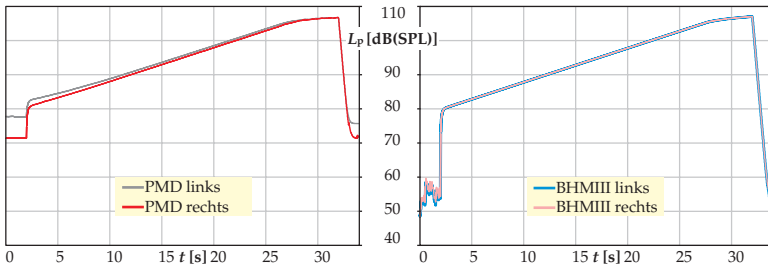


Abbildung 7.19: Pegelzeitverläufe (80 dB[SPL] bis 100 dB[SPL] linear), links: PMD, rechts: BHM.III, aus FABRIS [35]

### Fehlerbetrachtung und Diskussion

In den Messergebnissen konnte eine logarithmische Verzerrung im oberen Pegelbereich ab ca. 105 dB[SPL] festgestellt werden, die sowohl beim PMD als auch beim BHM.III auftritt. Da alle verwendeten Geräte laut ihrer technischen Datenblätter über eine höhere Dynamikgrenze verfügen, ist ein Grenzbereichsfehler auszuschließen. Eine mögliche Erklärung



ist, dass in diesem Fall die Zunahme des Lautsprecher-Klirrfaktors<sup>37</sup> mit steigender Membranauslenkung eine Überlagerung des Sinustons mit seinen Harmonischen hervorgerufen hat, welche in einem weiteren Versuch auch bestätigt wurde (vgl. FABRIS [35]). So konnten Schalldruckpegel ab 105 dB[SPL] energetisch nicht gemessen werden.

Nach HOLZMANN & OPPL [49] kann durch die logarithmische Quantisierung<sup>38</sup> ein konstanter relativer Quantisierungsfehler (Quantisierungsrauschen) und somit ein höherer Dynamikumfang erreicht werden. Dieser macht sich vor allem bei kleinen Signalwerten bemerkbar. Durch die *Bluetooth*®-Übertragung wirken hohe Störeinflüsse, so dass das Quantisierungsrauschen durch das Kanalrauschen verstärkt wird. Somit konnte kein Dynamikgewinn erzielt werden. Mit Hilfe der Ergebnisse aus den Messdaten und der Fehlerbetrachtung zum Emittor (Lautsprecher) kann mit hoher Wahrscheinlichkeit von einem Dynamikumfang des PMD von mindestens 30 dB ausgegangen werden. Die DIN EN 61252 [24] schreibt jedoch einen Dynamikbereich von mindestens 80 dB[SPL] bis 130 dB[SPL] für Schalldosimeter vor, die von der exemplarischen Umsetzung nicht realisiert wird. Zusätzlich muss berücksichtigt werden, dass im Falle einer Messung *in situ* eine Pegelkorrektur nach DIN EN ISO 11904-1 [27] vorgenommen werden muss. Durch den frequenzabhängigen Korrekturpegel wird der messbare Maximalpegel verkleinert. Bei Umsetzung der Norm in einen erweiterten Prototyp PMD, kann dieser Korrekturpegel von den Normpegeln subtrahiert werden.

---

<sup>37</sup>Der Klirrfaktor bezeichnet das Verhältnis zwischen den, bei der Verzerrung eines Sinussignals entstehenden, Oberschwingungen (Harmonische) und dem Signal der Grundfrequenz, also das Verhältnis des Oberschwingungs-Effektivwertes zum Gesamt-Effektivwert einschließlich des Grundschwingungsanteils (vgl. HERING ET AL. [47], [106]).

<sup>38</sup>8 Bit Puls Code Modulation (PCM), ITU-Empfehlung G.711 [64]: Bei einer Abtastfrequenz von 8 kHz werden die Abtastwerte über eine logarithmische A-Law-Kennlinie mit 15 Segmenten zu 8 Bit-Worten quantisiert, wodurch sich eine Übertragungsrate von 64 kBit/s ergibt (vgl. auch HOLZMANN & OPPL [49]).

### Frequenzverhalten

Der Lautsprecher wurde in die monaurale Aufstellung gebracht und die zu überprüfenden Geräte in Messposition 1 verwendet. Als Referenzmessgerät diente das BHM.III. Für den Zweck der Vergleichbarkeit mit dem BHM.III wurden die Prüfsignale auf die Bandbreite des PMD begrenzt. Bei der Überprüfung<sup>39</sup> der Bandbreitenbeschränkung des PMD war zu beobachten, dass bereits bei 3,4 kHz ein mittlerer Pegelabfall von mehr als 15 dB resultierte. Deshalb wurde die obere Grenzfrequenz des Prüfsignals auf 3 kHz festgelegt. Die Übertragungsfunktion des generierten Bandbasses lautet:

$$G_{Bandpass} = \begin{cases} 1 & : 300Hz \leq f \leq 3kHz \\ 0 & : sonst. \end{cases} \quad (7.1)$$

(vgl. auch FABRIS [35]).

### Versuchsablauf

Zunächst wurde das Schallfeld durch bandbegrenztes Weißes Rauschen mit 94 dB[SPL] angeregt. In einer weiteren Messung wurde das Schallfeld mit einem logarithmischen Sinus-Sweep (1 Dekade/ 10 s) in den ermittelten Grenzfrequenzen (300 Hz bis 3 kHz) angeregt.

### Messergebnisse

- *Bandbegrenztes Rauschen:* Die Abbildung 7.20 zeigt das bandbegrenzte Rauschen der Geräte. Die mittleren Pegelwerte des PMD liegen bei etwa 65 dB[SPL] und ihre Schwankung beträgt  $\pm 10$  dB, die des BHM.III liegen bei etwa 75 dB[SPL]  $\pm 3$  dB. Für die qualitative Beschreibung des Frequenzganges verhindert die starke Diskrepanz der Kurvenverläufe eine exakte Aussage.

---

<sup>39</sup>(a) bandbegrenztes Rauschen mit konstanter spektraler Leistungsdichte zwischen 20 Hz und 20 kHz, (b) logarithmischer Sinus-Sweep zwischen 20 Hz und 20 kHz

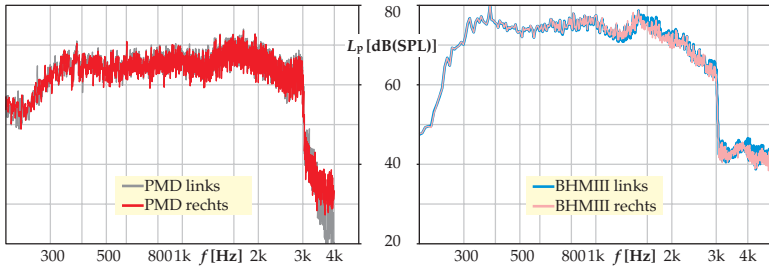


Abbildung 7.20: *Bandbegrenztetes Rauschen bei 94 dB[SPL], links: PMD, rechts: BHM.III, aus FABRIS [35]*

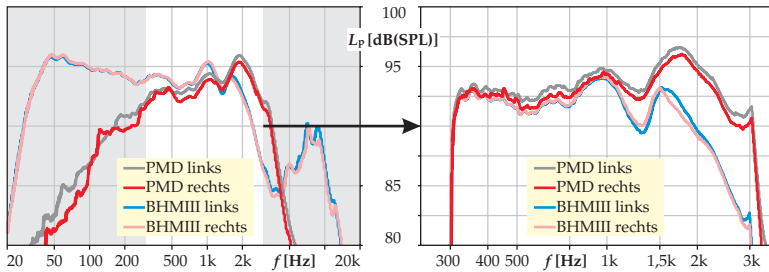


Abbildung 7.21: *Aus Sinus-Sweeps generierte Frequenzgänge. Vergleich zwischen PMD und BHM.III. Die grauen Flächen im linken Diagramm stellen den Sperrbereich des generierten Bandbasses dar. Im rechten Diagramm ist dieser Bereich von 300 Hz bis 3 kHz dargestellt, aus FABRIS [35]*

- *Logarithmischer Sinus-Sweep*: Abbildung 7.21 verdeutlicht den Vorgang der Bandpassfilterung für den logarithmischen Sinus-Sweep in einem Frequenzbereich von 300 Hz bis 3 kHz. Der Sperrbereich des Bandpasses ist in das linke Diagramm eingezeichnet (graue

Flächen). Qualitativ zeigt sich eine Ähnlichkeit zwischen den Kurvenverläufen von PMD und BHM.III. In Abbildung 7.22 sind zusätzlich Toleranzgrenzen für Schallpegelmesser der Klasse 1 (grün) und Klasse 2 (gelb) nach DIN EN 61672-1 [26] eingezeichnet. Darin ist zu erkennen, dass das PMD innerhalb der Toleranz für die Klasse 2 liegt.

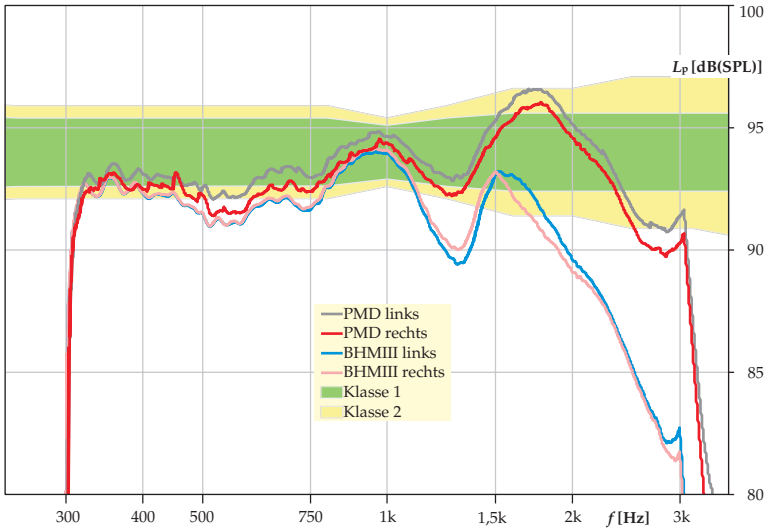


Abbildung 7.22: Aus Sinus-Sweeps generierte Frequenzgänge. Vergleich zwischen PMD und BHM.III im Frequenzbereich von 300 Hz bis 3 kHz. Die grüne Fläche verdeutlicht die Toleranzen für Schallpegelmesser der Klasse 1 bzw. 2 (gelb) nach DIN EN 61672-1 [26], aus FABRIS [35]

## Fehlerbetrachtung und Diskussion

Bei der Auswertung der Messergebnisse für das bandbegrenzte Rauschen ist aufgefallen, dass die angezeigten Pegel nicht in einem Bereich von 94 dB[SPL] liegen. Zwar war das Quellsignal bandbegrenzt, jedoch ist die spektrale Leistungsdichte breiter und führt durch die bandbegrenzte Messung zu einem Pegelschwund<sup>40</sup>. Bei Anregung mit einem logarithmischen Sinus-Sweep sind die Frequenzverläufe von PMD und BHM.III innerhalb der Bandbegrenzung ähnlich aber nicht linear. Diese Ausprägung kann auf die Kennlinie der Lautsprecher zurückgeführt werden. Im Umkehrschluss kann daraus gefolgert werden, dass das PMD in einem Frequenzbereich von 300 Hz bis 3 kHz quasi linear arbeitet. Letztendlich ist die Bandbreite der *Bluetooth*®-Schnittstelle nur für den Sprachbereich ausgelegt. Für eine umfassende Lärmanalyse ist dieses Frequenzband zu schmal. Für das Gehör, folglich auch für lärmbelastete Arbeitnehmer, treten mit Sicherheit hohe Schalldruckpegel außerhalb dieses Bereiches auf und müssen deshalb messbar sein. Die DIN EN 61252 [24] empfiehlt eine Bandbreite von 31,5 Hz bis 12,5 kHz. Um formal den Anforderungen der Normungen zu entsprechen muss zusätzlich eine A-Bewertung in die Weiterentwicklung des PMD integriert sein (vgl. DIN EN 61672-1 [26], DIN EN 61252 [24] und DIN EN ISO 9612 [29]).

Innerhalb des betrachteten Frequenzbandes genügt das PMD den Anforderungen an ein Personenschall-exposimeter der Klasse 2.

## Zeitverhalten und Dosismessungen

In einer monauralen Aufstellung wurde der Lautsprecher in die Messposition 1 gebracht. Ziel war es, den durch das PMD gemessenen Zeitverlauf eines Tonimpulses mit der Vorgabe nach DIN IEC 60645-3 [30] zu vergleichen.

Im Anschluss daran, wurde die Berechnung der Tagesschallexposition (Dosis) von PMD und Schalldosimeter (Typ 4436) unter Variation der

---

<sup>40</sup>Eine ausführliche Erklärung geben KRESS & IRMER [78].

Tonimpulsdauer und Integrationszeiten (slow = 1 s /fast = 250 ms) verglichen. Die Geräte befanden sich dabei ebenfalls in Position 1.

Weiterhin wurde das divergente Messverhalten von binauralen (PMD, BHM.III) und monoauralen Messgeräten (Schallexposimeter 4436) mit der binaraulen und räumlichen Lautsprecheraufstellung untersucht. Insbesondere wurden hierbei interaurale Pegeldifferenzen (ILD<sup>41</sup>) erwartet. Zum Vergleich dieser Differenzen in der Dosisberechnung bei einer Schallexposition aus unterschiedlichen Richtungen, wurde das PMD in Messposition 2 und das 4436 nach Gerätevorschrift 4 cm neben dem rechten Ohr des Kunstkopfes gebracht.

### Versuchsablauf

Die DIN IEC 60645-3 [30] gibt eine Anleitung zur Analyse eines Kurzzeit-Tonimpulses. Zunächst wurde ein 1-kHz-Ton von 80 dB[SPL] generiert. Dazu wurde einmalig ein 1-kHz-Tonimpuls mit einer Dauer von 10 ms und einem Pegel von 100 dB[SPL] erzeugt, der nach Abklingen wieder in einen 1-kHz-Ton von 80 dB[SPL] überging. Für die Messung der Tages-Dosis wurde je ein bandbegrenztes Rauschen von 90 dB[SPL], 1-kHz-Tonimpulse (1 ms, 10 ms und 100 ms) im periodischen Wechsel mit 1-kHz-Tönen (999 ms, 990 ms und 900 ms) erzeugt und mit Wechsel des Integrationsintervalls (slow /fast) je 10 min lang aufgezeichnet.

Für die inteauralen Dosismessungen wurde jeder Lautsprecher mit einem 1-kHz-Sinuston (94 dB[SPL]) für eine Dauer von 10 min. angeregt, der von beiden Messgeräten aufgezeichnet wird. Dieser Vorgang wurde mit bandbegrenztem Weißen Rauschen bei einem mittleren Schalldruckpegel von 90 dB[SPL] wiederholt.

---

<sup>41</sup>ILD = Inteaural Level Differenz, vgl. auch SENGPIEL [126], [127], [125]

## Messergebnisse

- *Impulsanalyse:* In Abbildung 7.23 ist die Impulsanalyse des PMD dargestellt. Aus den Graphen (PMD links/ rechts) wurden geometrisch Anstiegszeit, Impulsdauer, Abfallzeit und Verzögerungszeit bestimmt und in Tabelle 7.3 überführt.
- *Dosismessungen:* Die Berechnungen der Dosis zeigen, dass die Werte des PMD sehr nah an den berechneten Daten liegen. Hingegen weichen die Werte des Schalldosimeters aufgrund ganzzahliger Werte von der Berechnung ab. Es ist anzunehmen, dass dieser Fehler mit längerer Messdauer abnimmt. Abbildung 7.24 zeigt einen Vergleich der Dosismesswerte. Diese liegen zwischen 0% und 9%.

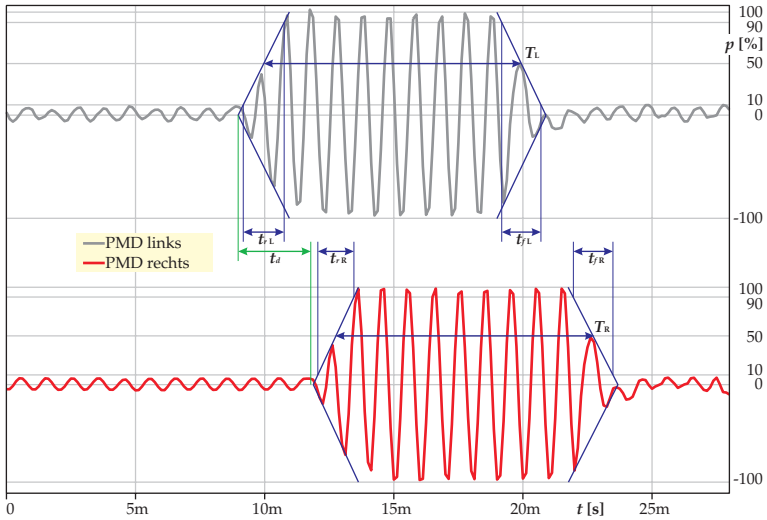


Abbildung 7.23: *Impulsanalyse (10 ms) des PMD mit Anstiegszeit  $t_{rL,R}$ , Impulsdauer  $T_{L,R}$ , Abfallzeit  $t_{fL,R}$  und Verzögerungszeit  $t_d$ , aus FABRIS [35]*

Tabelle 7.3: *Impulsanalysezeiten*

Parameter	PMD links	PMD rechts
Anstiegszeit $t_{rL,R}$	1,584 ms	1,398 ms
Impulsdauer $T_{L,R}$	9,9773 ms	10,027 ms
Abfallzeit $t_{fL,R}$	1,519 ms	1,533 ms
Verzögerungszeit $t_d$		2,914 ms

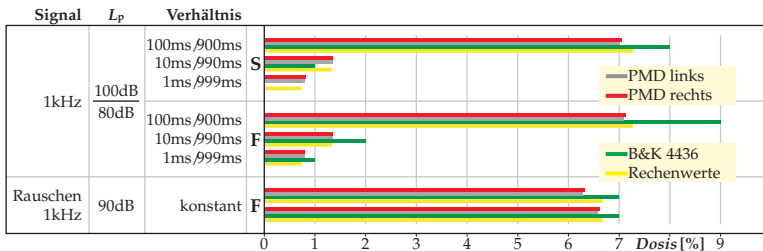


Abbildung 7.24: Vergleich der durch PMD und Schalldosimeter 4436 ermittelten Tagesexpositionsdosis bei den Zeitbewertungen  $F$  und  $S$  über die Dauer von jeweils 10 min., aus FABRIS [35]

- *Interaurale Dosismessungen:* Die Messwerte für die Dosis wurden notiert und verglichen und in ein Polardiagramm übertragen (siehe Abbildung 7.25). Deutlich wird eine Rechts- bzw. Linksverschiebung der Kurven im Vergleich zum Referenzmessgerät 2236. Die Kurve des 4436 zeigt eine höhere Dosis der auf der rechten Seite gemessenen Werte. Dies erklärt sich durch die gewählte Messposition und Abschattung der linken Seiten durch den Kunstkopf.



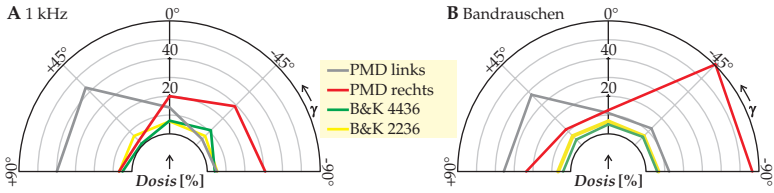


Abbildung 7.25: Vergleich der durch PMD und Schalldosimeter 4436 ermittelten richtungsabhängigen Dosis-Werte bei Schallfeldanregung mit (A) einem 1-kHz-Sinus sowie (B) bandbegrenztem Rauschen, jeweils konstantem Schalldruckpegel von 94 dB[SPL] über 10 min., aus FABRIS [35]

### Fehlerbetrachtung und Diskussion

Nach DIN IEC 60645-3 [30] muss der Bezugs-Kurzton ein Signal sein, welches linear ansteigt bzw. abfällt und 1,6 Perioden der Anstiegs- und Abfallzeit definiert. Die gemessenen Werte liegen annähernd in diesem Bereich. Auffällig ist die Verzögerungszeit des zweiten Kanals (PMD rechts). Dies ist mit Übertragungsfehlern der PMD-Sonden zum Frontend, die durch Austastlücken im Funkkanal, zu begründen.

Die Gegenüberstellung der integrierten Pegelwerte (slow/ fast) des Schalldosimeters 4436 mit der exemplarischen Umsetzung des PMD hat gezeigt, dass die Dosis-Werte übereinstimmen. Die Ermittlung bzw. Berechnung des energieäquivalenten Dauerschalldruckpegels  $L_{eq}$  muss aber noch in eine prototypische Gesamtumsetzung des PMD integriert werden. Zwar ist die Anzeige des Dosis-Wertes bereits integriert und dessen korrekte Berechnung nachgewiesen, jedoch sind die qualitativen Unterschiede zum handelsüblichen Gerät noch sehr hoch. Nach DIN EN 61252 [24] ist ein normierter Vergleichswert (Dosis) zulässig, für den Gebrauch in Personenschalldosimetern muss zusätzlich die Berechnung der Schallexposition  $E_p$  in  $\text{Pa}^2\text{s}$  nach dieser Norm erfolgen.

Für die Gehörgangssimulation (Position der Messgeräte 2) wurde ein Normvolumen nach DIN EN 60645-5 [21] realisiert. Jedoch war es nicht möglich, mit den Sonden bzw. Otoplastiken die entsprechenden Volumina dicht abzuschließen. Ein Grund dafür ist der massive Einguss der Messmikrophone in die Otoplastik und die damit verbundenen unterschiedlichen Größen der Sondenköpfe.

Die Messergebnisse der interauralen Dosismessungen zeigen eine Abhängigkeit von der Schalleinfallrichtung. Die Messungen mit einem Schmalbanddrauschen, welches Realbedingen simulieren sollte, ergaben Pegelunterschiede beider Sonden. Durch eine Überführung der Daten in ein Polardiagramm konnte dies als Verschiebung der Kennlinien in die jeweilige „Emissionsrichtung“ nachgewiesen werden. Mit den vorliegenden Daten kann aber keine Aussage darüber getroffen werden, wie die Ergebnisse der Messung von breitbandigen Signalen bzw. (Lärm-)Immissionen aussehen werden. Es kann nur vermutet werden, dass sich auch hier eine Richtungsabhängigkeit ergibt.

In der Literatur ist derzeit keine Normierung zur binauralen Lärmerfassung verzeichnet. Die Weiterentwicklung des PMD kann deshalb nur vorausblickend sein, um interaurale Lärmbelastungen zu erfassen und daraus individuelle Gehörschutzmaßnahmen abzuleiten.

### Zusammenfassung

Zusammenfassend sind folgende Aussagen für den Funktionsumfang der exemplarischen Umsetzung und dessen Restriktionen zu treffen:

- *Dynamik:* Das PMD kann exakt auf einen Pegel von 94 dB[SPL] (1 Pa/1 KHz) kalibriert werden. Der Grundsollpegel, z.B. für die Nutzung als Personenschall-exposimeters, liegt im Rahmen der DIN EN 61252 [24]. Es erfasst den Schalldruckpegel in einem Bereich von 80 dB[SPL] bis 110 dB[SPL] und stellt ihn linear dar. Der Dynamikumfang von 30 dB ist für diese Nutzung jedoch zu gering und deshalb nicht normgerecht.

- *Frequenzverhalten:* Die effektive Bandbreite zwischen 300 Hz und 3,4 kHz ist für die Nutzung als Schallpegelmessgerät oder Personenschall-exposimeter nicht ausreichend und entspricht nicht den Normen DIN EN 61672-1 [26] bzw. DIN EN 61252 [24]. Zur normgerechten Erfüllung muss die A-Frequenzbewertung integriert werden. Im begrenzten Frequenzband überträgt das PMD akustische Signale pegellinear und erfüllt somit die Klasse 2 der DIN EN 61672-1 [26].
- *Messwertintegration:* Die Berechnung des *Dosis*-Wertes und des normalisierten 8h-Mittlungspegels  $L_{rd}$  erfolgt korrekt. Für die Normentsprechung (DIN EN 61672-1 [26]) muss der äquivalente Dauerschalldruckpegel  $L_{eq}$  berechnet werden.
- *Binaurales Messgerät:* Die Möglichkeit, für jedes Ohr separate Lärm-Immissionen zu erfassen ist vorteilhaft, da sich, durch die unterschiedlichen Lärmbelastungen je Ohr<sup>42</sup>, individuelle und für jedes Ohr separate Gehörschutzmaßnahmen ermitteln lassen.
- *Bluetooth<sup>®</sup>:* Die Vorteile<sup>43</sup> der Funkübertragung können deren Nachteile nicht kompensieren. Die verwendete *Bluetooth<sup>®</sup>*-Übertragung (Headset-Profil) ist die Ursache aller Einschränkungen in Dynamik und Bandbreite. In einer Weiterentwicklung des PMD (produktreifer Prototyp) sollte primär die Signalqualität verbessert werden. „Kabelfreiheit“ ist zwar wünschenswert, in diesem Fall aber sekundär.

---

<sup>42</sup>Zeit- und Pegeldifferenzen

<sup>43</sup>kabellos, keine Mehrbelastung durch Zusatzgeräte



## Kapitel 8

### Ausblick

Der Funktionstest hat gezeigt, dass die exemplarische Umsetzung des PMD zwar den grundlegenden Anforderungen eines integrierenden Schallpegelmessers nach DIN EN 61672-1 [26] sowie eines Personenschall-exposimeters nach DIN 61252 [24] entspricht, diese Normen aber nicht vollständig erfüllt. In der geplanten gesamt-prototypischen Umsetzung des PMD müssen notwendige und bisher noch nicht integrierte Funktionen und Eigenschaften hinzugefügt werden. Zum Beispiel sollten die im Anforderungskatalog formulierten Funktionen wie Pegel-, Lärmdosis- und OAE-Messungen (IdiV-Modell) integrier-, abschaltbar und diskutabel sein. Weiterhin sollten Aspekte des Aufbaus, der Handhabung und Praktikabilität überprüft und diskutiert werden. Das Ziel ist eine Produktentwicklung, mit einem variablen (modularen) Aufbau des Gerätes, um einen serienreifen Prototypen in optimierter Ausbaustufe mit möglichst allen, für den erhobenen Anspruch, sinnvollen Konfigurationen umzusetzen. Durch die Einbindung der IMMS gGmbH (Ilmenau) mittels Auftragvergabe für die exemplarische Umsetzung des Frontends und den Bau des Gesamt-Prototypen wurde und bleibt ein potenzieller Hersteller des PMD ab Beginn des Entwicklungsprozesses in die mögliche Produktentwicklung einbezogen.

Unter Einbeziehung der Ergebnisse und der Diskussion des Funktionstests können für die geplante Gesamtumsetzung des PMD Grundspezifikationen (Umsetzungsstrategie) vereinbart werden, die auf den folgenden Seiten erläutert werden:

**(AP1) Entwicklung der Sonde mit einer Sensor-/Aktoreinheit:**

- Die Messsonden (links /rechts) werden als übertragungsunabhängige „Im-Ohr-Geräte“ ausgeführt. Die Sonde besteht aus einer individuellen anpassbaren Otoplastik, da sie die „Schnittstelle“ zwischen dem Ohr des Trägers und der Sensor-/Aktoreinheit ist. Mittels einer Öffnung in der Otoplastik (Vent) wird die Kommunikationsfähigkeit des Trägers weniger eingeschränkt, als mit einem verschlossenen Gehörgang (Okklusion). Ein weiterer Vorteil ist, dass die auf das jeweilige Ohr „zugeschnittene“ Sondenposition exakt wiederholbar ist. Für OAE-Messungen sollte dies die zu favorisierende Lösung sein.
- Die Sensor-/Aktoreinheit wird als steckbares<sup>1</sup> Wandermodule realisiert, in dem jeweils zwei Mikrophone (distal<sup>2</sup> und proximal<sup>3</sup>) und ein Lautsprecher (proximal) über einen Messverstärker an einen A/D- bzw. D/A-Umsetzer gekoppelt sind, sowie, falls benötigt oder vorteilhaft, eine Komponente zur digitalen Signalverarbeitung und/oder Schnittstellenlogik.
- Der Dynamikbereich der Mikrophone soll über eine parametrisierbare Verstärkerschaltung (oder eine andere geeignete Methode) in Stufen ( $\geq 2$ ) umschaltbar sein.
- Die Versorgungsspannung der Mikrophone soll, falls für die Dynamikanpassung erforderlich, in Stufen ( $\geq 2$ ) einstellbar sein.
- Primäres Ziel der Optimierung ist die Erhöhung der Signalqualität verbunden mit einer Vergrößerung der Bandbreite (mindestens 31,5 Hz bis 12,5 kHz) und der Erhöhung der Dynamik (für Schalldruckpegelmessungen zwischen 80 dB[SPL] und 130 dB[SPL]).

---

<sup>1</sup>in die Otoplastik

<sup>2</sup>außerhalb des Gehörgangs

<sup>3</sup>im Gehörgang

- 
- Zur Messung evozierter otoakustischer Emissionen wird ein Lautsprecher benötigt, der Stimuli in einem Dynamikbereich von 40 dB[SPL] bis 90 dB[SPL], in einem Frequenzbereich bis 8 KHz rauscharm erzeugen kann. Dafür ist ein D/A-Umsetzer nötig, der ein Signal-Rausch-Verhältnis von mindestens 50 dB aufweisen kann und mit einer Konversationsrate von mindestens 16 kHz arbeitet.
  - Die Größe der Sonde soll minimal gehalten werden, wird jedoch durch den Platzbedarf der benötigten Bauteile sowie dem Bau-raum, vorgegeben durch die Otopalstik sowie das verwendete Gehäuse, bestimmt.
  - Die Sonden besitzen eine kabelgebundene Schnittstelle zum Frontend mit einer geeigneten Methode zur Datenübertragung und Energieversorgung (durch das Frontend). Eine kabelgebundene Übertragung der Messdaten wäre deshalb vorteilhaft, da die Leistungsaufnahme der Sonden bzw. die dafür nötigen Baugruppen nicht in diese integriert werden müssten. Zudem würde die „Anfälligkeit“ der Funkübertragung entfallen und die Qualität der Signale erhöht werden (Signal-Rausch-Verhältnis).
  - Eine entsprechende Software zur Vorverarbeitung (FPGA<sup>4</sup>), Analyse, Aufzeichnung und Anzeige der durch die Sensor-/Aktoreinheit gewonnenen Daten ist zu erstellen.

**(AP2) Entwicklung des Frontends zur Verarbeitung, Anzeige und Aufzeichnung der über entsprechende Sonden (AP1) gewonnenen Daten:**

- Das Frontend bietet Schnittstellen zu den Sonden aus AP1 (die Schnittstellen sollen universell für zukünftige Anwendungen gehalten sein).

---

<sup>4</sup>FPGA = Field Programmable Gate Array

- Das Frontend bietet eine geeignete Möglichkeit der Aufzeichnung der Daten zweier Sonden für einen Zeitraum von min. zehn Stunden. Die Lösung der Speicherung von PCM-Rohdaten sollte beibehalten werden (siehe Kapitel 7.3). Durch die zeitgemäße Speichertechnik ist es an dieser Stelle nicht notwendig, über Datenreduktion zu diskutieren.
- Das Frontend hat einen A-Bewertungsfilter nach DIN EN 61672-1 [26] integriert. Zusätzlich sollten die Korrekturwerte für Messungen *in situ* nach DIN EN 60118-8 [20] zusammen mit der A-Bewertung realisiert werden. Weiterhin sollten die Werte für den äquivalenten Dauerschallpegel  $L_{eq}$ , die Lärmbelastung  $E_p$ , die 8h-Lärmbelastung  $E_{pd}$  und die  $8h-Dosis$  berechnet werden können. Als Option ist eine Frequenzanalyse in Oktav- oder Terzbändern bzw. eine Spektralanalyse durch eine FFT zu realisieren.
- Das Frontend verfügt über eine Bedienoberfläche und Anzeigemöglichkeit (Display) der berechneten (A-bewerteten) Messwerte  $L_{Ap}$ ,  $L_{Aeq}$ ,  $L_{Ard}$ ,  $E_p$ ,  $E_{pd}$ ,  $Dosis$  und  $8h-Dosis$ . Der Pegelverlauf (Level vs. Time) und die Frequenzanalyse kann auf einem zusätzlichen Bildschirm-Tabulator angezeigt werden.
- Die Energieversorgung soll mit Akku nach Möglichkeit für zehn Stunden erfolgen. Als Option sollte ein Indikationssignal für die verbleibende Kapazität der Spannungsversorgung an der Bedienoberfläche angezeigt werden.
- Das Gehäuse soll ca. „Zigaretenschachtelgröße“ haben, mit der Möglichkeit zur Befestigung an der Kleidung.
- Für eventuelle zukünftige Anwendungen soll eine *Bluetooth*®-Host-Schnittstelle integriert werden.



- 
- Das Frontend wird mit einem Bootloader sowie mit einem Betriebssystem ausgestattet. Für das Betriebssystem des Frontends müssen alle Treiber für die benötigten Hardwarekomponenten verfügbar sein.

Die aktuellen Entwicklungen in den Mikro- und Nanotechnologien bieten die Möglichkeit, um im zur Verfügung stehenden minimalen Bauplatz alle geforderten Funktionen zu etablieren.



## Literaturverzeichnis

- [1] 2003-10-EG: *RICHTLINIE DES EUROPÄISCHEN PARLAMENTS UND DES RATES vom 6. Februar 2003 über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (Lärm) - (17. Einzelrichtlinie im Sinne des Artikels 16 Absatz 1 der Richtlinie 89/391/EWG).* : Amtsblatt der Europäischen Union, Februar 2003
- [2] ANSI-S3.6-2004: *American national standard specification for audiometers.* : American National Standards of the Acoustical Society of America, Mai 2004
- [3] BECKERT, Ch. ; CHOTJEWITZ, I.: *Technische Anleitung zum Schutz gegen Lärm mit Erläuterungen.* Erich Schmidt Verlag, 1998. – ISBN 978-3-503-04841-0
- [4] BEETHOVEN, L. v.: *Heiligenstädter Testament - Faksimile.* Wien München : Verlag Doblinger, 1957
- [5] BÉKÉSY, G. von: Zur Theorie des Hörens. Die Schwingungsform der Basilarmembran. In: *Physikalische Zeitschrift* 29 (1928), Nr. 22, S. 793–810
- [6] BERG, Ch. ; BAECHLER, H. *US Patent Application Publication 2006/0140425 A1 - Personal monitoring system for a user and method for monitoring a user.* Jun. 2006
- [7] BERGER, E.H. ; VOIX, J. ; KIEPER, R.W.: Methods of developing and validating a field-MIRE approach for measuring hearing protector attenuation. In: *Spectrum* 24 (2007), Nr. Suppl. 1

- [8] BERGHAUS, A.: Anatomie. In: BERGHAUS, A. (Hrsg.) ; RETTINGER, G. (Hrsg.) ; BÖHME, G. (Hrsg.): *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. Stuttgart : Hippokrates Verlag, 1996. – ISBN 3-7773-0944-3, S. 24–39
- [9] BERTOLINI, R. ; LEUTERT, G. ; ROTHER, P. ; SCHEUNER, G. ; WENDLER, D.: *Systematische Anatomie des Menschen*. 2. Auflage. Berlin : VEB Verlag Volk und Gesundheit, 1982. – 567–568 S
- [10] BGV-B3: *Unfallverhütungsvorschrift - Lärm (vorherige VBG 121)*. : Berufsgenossenschaften, Januar 2005
- [11] BÖHME, G.: Physiologie. In: BERGHAUS, A. (Hrsg.) ; RETTINGER, G. (Hrsg.) ; BÖHME, G. (Hrsg.): *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde*. Stuttgart : Hippokrates Verlag, 1996. – ISBN 3-7773-0944-3, S. 41–46
- [12] BORG, E. ; NILSSON, R. ; ENGSTROM, B.: Effect of the acoustic reflex on inner ear damage induced by industrial noise. In: *Acta Otolaryngol-Stck.* Nov-Dec.96 (1983), S. 361–369
- [13] BROSCHE, S. ; BÜRNER, K. ; JOHANNSEN, H.S. ; MADDALENA, H. ; MAUZ, P.S.: Qualitätskontrolle audiologischer Befunde einer universitären phoniatriisch/pädaudiologischen Einrichtung - Am Beispiel der Begutachtung der beruflichen Lärmschwerhörigkeit. In: *HNO* 53 (2005), Nr. 8, S. 716–721
- [14] BUNDESGESETZBLATT: *Verordnung zur Umsetzung der EG-Richtlinien 2002/44/EG und 2003/10/EG zum Schutz der Beschäftigten vor Gefährdungen durch Lärm und Vibrationen*. Bonn: Bundesanzeiger, März 2007
- [15] CULCLASURE, D.F.: *Die Sinnesorgane (Anatomie und Physiologie des Menschen 14)*. 3. Wiley VCH, 1984. – ISBN 3-527-26150-8

- [16] DIEROFF, H.-G.: *Lärmschwerhörigkeit*. Jena; Stuttgart : Gustav Fischer Verlag, 1994. – ISBN 3–334–60837–9
- [17] DIN-45630: *Grundlagen der Schallmessung - Physikalische und subjektive Größen von Schall*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., Dezember 1971
- [18] DIN-45645-2: *Ermittlung von Beurteilungspegeln - Teil 2: Geräuschimmissionen am Arbeitsplatz*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., Juli 1997
- [19] DIN-5493-2: *Logarithmische Größen und Einheiten - Logarithmierte Größenverhältnisse - Maße, Pegel in Neper und Dezibel*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., September 1994
- [20] DIN-EN-60118-8: *Akustik - Hörgeräte, Teil 8: Verfahren zur Messung der Übertragungseigenschaften von Hörgeräten unter simulierten In-Situ-Bedingungen*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., August 2006
- [21] DIN-EN-60645-5: *Akustik - Audiometer, Teil 5: Geräte zur Messung der akustischen Impedanzen/Admittanzen des Gehörs*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., August 2005
- [22] DIN-EN-60651: *Schallpegelmesser*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., Mai 1994
- [23] DIN-EN-60804: *Integrierende mittelwertbildene Schallpegelmesser*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., 1997
- [24] DIN-EN-61252: *Anforderungen an Personenschallerexposimeter*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., Mai 2003
- [25] DIN-EN-61260: *Elektroakustik - Bandfilter für Oktaven und Bruchteile von Oktaven*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., März 2003

- [26] DIN-EN-61672-1: *Elektroakustik - Schallpegelmesser, Teil 1: Anforderungen*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., Oktober 2003
- [27] DIN-EN-ISO-11904-1: *Akustik - Bestimmung der Schallimmission von ohrnahen Schallquellen - Teil 1: Verfahren mit Mikrofonen in menschlichen Ohren (MIRE-Verfahren) (ISO 11904-1:2002)*. : Deutsches Institut für Normung e.V., 2002
- [28] DIN-EN-ISO-3382: *Akustik - Messung von raumakustischen Parametern - Teil 1: Aufführungsräume (ISO/DIS 3382-1:2006); Deutsche Fassung prEN ISO 3382-1:2007*. : Deutsches Institut für Normung e.V., Oktober 2007
- [29] DIN-EN-ISO-9612: *Akustik - Bestimmung der Lärmerexposition am Arbeitsplatz - Verfahren der Genauigkeitsklasse 2 (Ingenieurverfahren), (ISO/DIS 9612:2007); Deutsche Fassung prEN 912:2007 - ENTWURF*. : Deutsches Institut für Normung e.V., Juni 2007
- [30] DIN-IEC-60645-3: *Akustik - Audiometer, Teil 3: Kurzzeit-Hörprüfsignale*. Beuth Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V., 2008
- [31] DOBIE, R.A.: Reliability and validity of industrial audiometry: implications for hearing conservation program design. In: *Laryngoscope* 93 (1983), Nr. 7, S. 906–927
- [32] EMMERICH, E. ; RICHTER, F. ; LINSS, V. ; LINSS, W.: Frequency-specific cochlear damage in guinea pig after exposure to different types of realistic industrial noise. In: *Hearing Research* 201 (2005), Nr. 1-2, S. 90–98
- [33] ERNST, A. ; BASTA, D.: Messung von otoakustischen Emissionen zur Früherkennung eines lärmbedingten Gehörschadens / Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (baua). Dortmund Berlin Dresden, 2006. – Forschungsbericht, Projekt F 5164

- [34] EWALD, J.: *Untersuchungen zur klinischen Anwendbarkeit der Messung evozierter otoakustischer Emissionen bei Katzen*, Ludwig-Maximilians-Universität München, Tierärztliche Fakultät, Diss., 2004
- [35] FABRIS, Ch.: *Funktionstest eines personalisierten miniaturisierten Lärmdosimeters für die Individualprävention lärmexponierter Arbeitnehmer*, Technische Universität Ilmenau, Fachgebiet Biomechatronik, Diplomarbeit, 2008
- [36] FELLNER, M. ; HÖLDRICH, R.: Außenohr-Übertragungsfunktion - Messung und Datensätze. In: *IEM-Report* 98A (1998), Nr. 04
- [37] FUDER, G.: Physikalische Schallmessungen. In: DIEROFF, H.G. (Hrsg.): *Lärmschwerhörigkeit*. Jena : Gustav Fischer Verlag, 1994. – ISBN 3-334-60837-9, S. 25–27
- [38] GANZ, M.: *Theoretische und experimentelle Untersuchungen zur Innenohrmechanik unter Anwendung otoakustischer Verzerrungsprodukte*, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Fakultät für Naturwissenschaften, Diss., 1998
- [39] GENUIT, K.: Gehörgerechte Schallmesstechnik. In: KALIVODA, M.T. (Hrsg.) ; STEINER, J.W. (Hrsg.): *Taschenbuch der angewandten Psychoakustik*. Wien : Springer Verlag, 1998. – ISBN 3-211-83131-2, S. 149–169
- [40] GERHOLD, Th.: *Technische Anleitung zum Schutz gegen Lärm: Textausgabe mit einer kommentierten Einführung und ergänzenden Materialien*. Bundesanzeiger Verlag, 1999
- [41] GORGA, M.P. ; NELSON, K. ; DAVIS, T ; DORN, P.A. ; NEELY, S.T.: Distortion product otoacoustic emission test performance when both 2f1-f2 and 2f2-f1 are used to predict auditory status. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 107 (2000), Nr. 4, S. 2128–2135

- [42] HANNA, Y.I. ; BARAKAT, S.M.: Air- and bone-conduction threshold under different masking conditions. In: *Acustica* 71 (1990), S. 218–222
- [43] HANSMANN, K.: *Bundes-Immissionsschutzgesetz und ergänzende Vorschriften*. 18. Nomos Verlags.MBH + Co, 1999. – ISBN 3789058691
- [44] HECHT, K.: *Verkehrslärm und Gesundheit*. <http://www.buergerbewegung.de/laerm.htm>. – Homepage der Bürgerbewegung Berlin-Brandenburg e.V. - SchöNOfeld, Abruf: 26.Jun.2006
- [45] HENDERSON, D. ; HAMERNIK, R.P.: Impulse noise - critical review. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 80 (1986), S. 569–584
- [46] HENDERSON, D. ; SALVI, R.J.: Effects on noise exposure on the auditory function. In: *Scandinavian Audiology Supp.* 48 (1998), S. 63–73
- [47] HERING, E. ; BRESSLER, K. ; GUTEKUNST, J.: *Elektronik für Ingenieure*. 3. Heidelberg New York : Springer Verlag, 1998. – 212–213 S. – ISBN 3–540–63853–9
- [48] HOFFMANN, H. ; LÜPKE, A. von ; MAUE, J.: *0 Dezibel + 0 Dezibel = 3 Dezibel - Einführung in die Grundbegriffe und die quantitative Erfassung des Lärms*. 8. Auflage. Erich Schmidt Verlag, 2003. – Berlin S. – ISBN 3–503–07470–8
- [49] HOLZMANN, C. ; OPPL, S.: Bluetooth in a Nutshell / Siemens. München, 2003. – Technical Report
- [50] HOTH, S.: Diagnostische Aussagekraft otoakustischer Emissionen / DGA, 7. Jahrestagung. Leipzig, 2004. – Abstract
- [51] HOTH, S.: TEOAE - gegenwärtige Praxis und zukünftiges Potential / DGA, 8. Jahrestagung. Göttingen, 2005. – Abstract



- [52] HOTH, S. ; GUDMUNSDOTTIR, K.: Die Altersabhängigkeit der otoakustischen Emissionen - eine retrospektive Studie an über 10000 Ohren / DGA, 9. Jahrestagung. Köln, 2006. – Abstract
- [53] HOTH, S. ; LENARZ, Th.: *Otoakustische Emissionen*. Stuttgart : Georg Thieme Verlag, 1997. – ISBN 3–13–127602–9
- [54] HOTH, S. ; NEUMANN, K.: *Das OAE-Handbuch - Otoakustische Emissionen in der Praxis*. Stuttgart, New York : Georg Thieme Verlag, 2006. – ISBN 978–3–13–142561–4
- [55] HUDDE, H. ; ENGEL, A.: Measuring and modeling basic properties of the human middle ear and ear canal. Part I: Model structure and measuring techniques. In: *Acustica - acta acustica* 84 (1998), S. 720–738
- [56] HUDDE, H. ; ENGEL, A.: Measuring and modeling basic properties of the human middle ear and ear canal. Part II: Ear Canal, Middle Ear Cavities, Eardrum and Ossicles. In: *Acustica - acta acustica* 84 (1998), S. 894–913
- [57] HUDDE, H. ; ENGEL, A.: Measuring and modeling basic properties of the human middle ear and ear canal. Part III: Eardrum Impedances, Transfer Functions and Modell Calculations. In: *Acustica - acta acustica* 84 (1998), S. 1091–1109
- [58] IEEE802.11B: *Wireless LAN*. : Institute of Electrical and Electronics Engineers, Juni 2004
- [59] IEEE802.15.1: *Bluetooth*. : Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2002
- [60] IEEE802.15.4: *ZigBee*. : Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2004
- [61] IRINO, T. ; PATTERSON, R.D.: A compressive gammachirp auditory filter for both physiological and psychophysical data. In:

- Journal of the Acoustical Society of America* 109 (2001), Nr. 5, S. 2008–2022
- [62] ITU-R-BS.1116-1: *Methods for the subjective assessment of small impairments in audio systems including multichannel sound systems.* : International Telecommunication Union - Radiocommunication Sector (ITU-R), 1997
- [63] ITU-R-BS.775-2: *Multichannel stereophonic sound system with and without accompanying picture.* : International Telecommunication Union - Radiocommunication Sector (ITU-R), 2006
- [64] ITU-T-G.711: *Pulse Code Modulation of voice frequencies.* : International Telecommunication Union - Telecommunication Sector (ITU-T), 1988
- [65] JANSSEN, Th.: Otoakustische Emissionen. In: LEHNHARDT, E. (Hrsg.): *Praxis der Audiometrie.* Stuttgart - New York : Georg Thieme Verlag, 1996. – ISBN 3–13–369007–8, S. 83–112
- [66] JANSSEN, Th. :*Offenlegungsschrift DE 199 05 743 A1 - Vorrichtung und Verfahren zur objektiven Bestimmung der schwelennahen und überschwelligen Schallverarbeitung des Innenohres.* September 2000
- [67] JEKOSCH, U. ; BLAUERT, J.: Schritte zu einer vereinheitlichten Theorie der Qualität von Geräuschen. In: *Zeitschrift für Lärmbekämpfung* 52 (2005), Nr. 3, S. 78–81
- [68] KALIVODA, M.T.: Akustische Grundlagen. In: KALIVODA, M.T. (Hrsg.) ; STEINER, J.W. (Hrsg.): *Taschenbuch der angewandten Psychoakustik.* Wien : Springer Verlag, 1998. – ISBN 3–211–83131–2, S. 103
- [69] KEEFE, D.: Spectral shapes of forward and reverse transfer functions between ear canal an cochlea estimated using DPOAE in-

- put/output functions. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 111 (2002), Nr. 1
- [70] KEMP, D.T.: Stimulated acoustic emission from within the human auditory system. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 64 (1978), S. 1386–1391
- [71] KEMP, D.T.: Towards a model for the origin of cochlear echoes. In: *Hearing Research* 2 (1980), S. 533–548
- [72] KIMBERLEY, B.P. ; BROWN, D.K. ; ALLEN, J.B.: Distorsion product emissions and sensorineural hearing loss. In: ROBINETTE, M.S. (Hrsg.) ; GLATTKE, T.J. (Hrsg.): *Otoacoustic emissions - Clinical Applications*. New York Stuttgart : Georg Thieme Verlag, 1997. – ISBN 0–86577–579–6, S. 181–204
- [73] KIRAN, G.V. ; SREEVINAS, T.V.: A one parameter control gammachirp filterbank for auditory modells. In: *IEEE Workshop on spoken language processing - An ICSA-Supported Event Mumbai - India January 9-11* (2003)
- [74] KLINKE, R.: Die Verarbeitung von Schallreizen im Innenohr. In: *HNO* 35 (1987), S. 139
- [75] KLINKE, R.: Hören und Sprechen: Kommunikation des Menschen. In: KLINKE, G. (Hrsg.) ; SILBERNAGL, S. (Hrsg.): *Lehrbuch der Physiologie*, Thieme Verlag, 2001. – ISBN 3–13–796004–5, S. 578–585
- [76] KRAUSE, W.: *Gerätekonstruktion*. 1. Auflage. Berlin : VEB Verlag Technik, 1982. – 46–76 S
- [77] KREMER, M.: *Physiologie des Ohres*. [http://www.dasp.uni-wuppertal.de/ars\\_auditus/](http://www.dasp.uni-wuppertal.de/ars_auditus/). – Lehrmaterialien an der Bergischen Universität Wuppertal - UdK, Abruf: 9.Jan.2006

- [78] KRESS, D. ; IRMER, R.: *Angewandte Systemtheorie: kontinuierliche und zeitdiskrete Signalverarbeitung*. Berlin : VEB Verlag Technik, 1989. – ISBN 3-341-00693-1
- [79] KUMMER, P. ; JANSSEN, T. ; ARNOLD, W.: The level and growth behavior of the  $2f_1 - f_2$  distortion product otoacoustic emission and its relationship to auditory sensitivity in normal hearing and cochlear hearing loss. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 103 (1998), S. 3431-3444
- [80] KUMPF, W.: Erinnernte spontane otoakustische Emissionen aus drei Ohren. In: *Zeitschrift für Audiologie* 46 (2007), Nr. 2, S. 72-75. – ISSN 1435-4691
- [81] KUTH, R. *Schutzrecht DE 101 12 305 B4 - Gehörschutz und Verfahren zum Betrieb einer geräuschemittierenden Einrichtung*. Januar 2004
- [82] LINSS, V. ; EMMERICH, E. ; RICHTER, F. ; LINSS, W.: Is there a close relationship between changes in amplitudes of distortion product otoacoustic emissions and hair cell damage after exposure to realistic industrial noise guinea pigs? In: *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* 262 (2005), Nr. 6, S. 488-495
- [83] LIPSIOUS, P.: *Quantifizierung von Belastung und Beanspruchung des menschlichen Gehörs durch Industrielärm als Grundlage der Entwicklung mechatronischer Lärmpräventionssysteme*, Technische Universität Ilmenau, Fakultät für Maschinenbau, Diss., 2004
- [84] LIPSIOUS, P. ; EMMERICH, E. ; GROSCH, J. ; RUDEL, L. ; WALTER, M.: Musiker, die ideale Untersuchungsgruppe für Lärmschäden? In: GRIESHABER, R. (Hrsg.) ; STADELER, M. (Hrsg.) ; SCHOLLE, H.-Ch. (Hrsg.): *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen, 11. Erfurter Tage*. Jena : Verlag Dr. Bussert und Stadeler, 2005. – ISBN 3-932906-64-0, S. 505-515

- [85] LORENZ, R.J.: *Biometrie - Grundbegriffe der Biometrie*. 3. Stuttgart Jena : Gustav Fischer Verlag, 1992. – 49–50 S. – ISBN 3-437-20487-4
- [86] LÄRMARBSCHV: *Bundesgesetzblatt Teil I Nr. 8: Verordnung zum Schutz der Beschäftigten vor Gefährdung durch Lärm und Vibrationen*. Bonn: Bundesanzeiger, 2007
- [87] LÜTKENHÖNER, B. ; KLEIN, J.S. ; SEITHER-PREISLER, A.: Die Amplituden schwelennah registrierter auditorisch evozierter Potentiale und Magnetfelder stehen im Einklang mit dem Weber-Fechnerschen Gesetz / DGA, 9. Jahrestagung. Köln, 2006. – Abstract
- [88] MACKENSEN, E.: Drahtlose Datenkommunikation für intelligente, autarke Mikrosysteme / Lehrstuhl für Elektrische Mess- und Prüfverfahren, Institut für Mikrosystemtechnik. Albert-Ludwigs-Universität-Freiburg, 2002. – 2. GMM-Workshop Energie Sensorik
- [89] MACKENSEN, E. ; KUNTZ, W.: Bluetooth - Die ideale drahtlose Datenkommunikation für intelligente, autarke Mikrosysteme / Lehrstuhl für Elektrische Mess- und Prüfverfahren, Institut für Mikrosystemtechnik. Albert-Ludwigs-Universität-Freiburg, 2003. – 4. Bluetooth-Kongress
- [90] MACKENSEN, E. ; KUNTZ, W.: Bluetooth, ZigBee und nanoNET, Elektronik-Projekt: Die aktuellen WPAN-Techniken im Vergleich. In: *Elektronik* 24 (2005), S. 70–77
- [91] MARSHALL, L. ; HELLER, L.M.: Transient-evoked otoacoustic emissions as a measure of noise-induced threshold shift. In: *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 41 (1998), S. 1319–1334
- [92] MARTSCHINK, V. : *Schutzrecht DE 199 26 820 C2 - Gehörschutz*. Juli 2001

- [93] MAUE, J.H.: Ermittlung der Lärmexposition mit Hilfe von Schall-dosimetern. In: *Sicherheitstechnisches Informations- und Arbeitsblatt* 210215 (2006), S. 1–11
- [94] MILLER, J.A.L ; MARSHALL, L.: Otoacoustic emissions as a pre-clinical measure of noise-induced hearing loss and susceptibility to noise-induced hearing loss. In: ROBINETTE, M.S. (Hrsg.) ; GLATTEKE, T.J. (Hrsg.): *Otoacoustic emissions - Clinical Applications*. New York Stuttgart : Georg Thieme Verlag, 2007. – ISBN 978–3–13–103713–8, S. 321–341
- [95] MÜLLER, A. ; ALBRECHT, B. ; GROSCH, J. ; STUBENRAUCH, M. ; EMMERICH, E. ; MOLLENHAUER, O. ; SCHADE, H.-P. ; WITTE, H.: Miniaturized dosimeters of an individualized prevention of noise-related impairment in the working environment. In: *Biomedizinische Technik* 49 (2004), Nr. 2, S. 1028–1029. – ISSN 0939–4990
- [96] MÜLLER, J. ; OSWALD, J.A. ; JANSSEN, T.: Probleme bei der Kalibrierung von Ohrsonden zur Messung von Distorsionsprodukten otoakustischer Emissionen. In: *Zeitschrift für Audiologie* 46 (2004), Nr. 3, S. 112–123. – ISSN 1435–4691
- [97] NIELITZ, Th. ; SEIDL, R.O. ; ERNST, A.: Objektive audiometrische Testverfahren in der Lärmbegutachtung. In: *Trauma und Berufskrankheit* 2 (2002), Nr. 4, S. 283–288
- [98] NIEMEYER, W.: Schwerhörigkeit durch Lärm. In: GANZ, H. (Hrsg.) ; IRO, H. (Hrsg.): *HNO Praxis heute, Bd.18*. Berlin - Heidelberg - New York : Springer Verlag, 1998
- [99] NOWOTNY, M. ; GUMMER, A.W.: Elektromechanische Transduktion - Einfluss der äußeren Haarsinneszellen auf das Bewegungsmuster des Corti-Organs. In: *HNO* 54 (2006), Nr. 7, S. 536–543

- [100] OSWALD, J.-A.: *Objektive Audiometrie mit otoakustischen Emissionen und akustisch evozierten Potentialen*, Technische Universität München, Lehrstuhl für Realzeit-Computersysteme, Diss., 2005
- [101] o.V.: *Akustische Optionen*. <http://www.otoplastik.de/Akustische.htm>. – Abruf: Dezember.2007
- [102] o.V.: *BHM.III Kopfbügelmikrofon*. [http://www.head-acoustics.de/de/nvh\\_bhm\\_III\\_3.htm](http://www.head-acoustics.de/de/nvh_bhm_III_3.htm). – Abruf: Aug.2007
- [103] o.V.: *Handhelds.org - Open source for handheld devices*. <http://handhelds.org/moin/moin.cgi/HpIpaqHx4700>. – Abruf: Okt.2006
- [104] o.V.: *ISM - Frequenzen*. <http://www.bundesnetzagentur.de>. – Bundesnetzagentur, Abruf: 13.Sept.2006
- [105] o.V.: *Jeder Sechste ist schwerhörig*. <http://german.hear-it.org/>. – Abruf: April.2008
- [106] o.V.: *Klirrfaktor*. <http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Klirrfaktor&oldid=42290528>. – Abruf: März.2008
- [107] o.V.: *Kommunikationstechnik*. <http://www.elektronik-kompodium.de/sites/kom/index.htm>. – das ELKO - das ELEktronik-KOMPendium, Abruf: 13.Sept.2006
- [108] o.V.: Pulse Code Modulation. In: *L.T.U.-Vertriebsgesellschaft* (1990)
- [109] o.V.: Wissenschaftlicher Beirat der Bundesärztekammer: Gehörschäden durch Lärmbelastungen in der Freizeit. In: *Deutsches Ärzteblatt* 96 (1999), Nr. 16, S. 1081–1084
- [110] o.V.: Lärmschwerhörigkeit - Häufigste Berufskrankheit. In: *Deutsches Ärzteblatt* 98 (2001), Nr. 18, S. 1149

- [111] O.V.: *Bluetooth - Gefährdungen und Sicherheitsmaßnahmen*. Bonn : BSI - Bundesamt für Sicherheit in der Informationstechnik, 2003
- [112] O.V.: *BG-Statistiken für die Praxis 2004. Aktuelle Zahlen und Zeitreihen aus der Unfallversicherung der gewerblichen Wirtschaft*. Paderborn : Bonifatius GmbH Verlag, 2005
- [113] PLINKERT, P.K. ; HEMMERT, W. ; ZENNER, H.P.: Methodenvergleich zur Früherkennung einer Lärmvulnerabilität des Innenohres. In: *HNO* 43 (1995), S. 89
- [114] PLONTKE, S ; ZENNER, H.P.: Gehörschäden durch Silvester-Feuerwerkskörper. In: *Deutsches Ärzteblatt* 98 (2001), Nr. 51-52, S. 3443–3444
- [115] PROBST, R. ; LONSBURY-MARTIN, B.L. ; MARTIN, G.K.: A review of otoacoustic emissions. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 89 (1991), Nr. 5, S. 2027–2067
- [116] PURCELL, D.W. ; KUNOV, H. ; CLEGHORN, W.: Estimating bone conduction transfer functions using otoacoustic emissions. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 114 (2003), Nr. 2, S. 907–918
- [117] PURCELL, D.W. ; KUNOV, H. ; MADSEN, P. ; CLEGHORN, W.: Distortion product otoacoustic emissions stimulated through bone conduction. In: *Ear Hear* 19 (1998), Nr. 5, S. 362–370
- [118] RICHTLINIE2003/10/EG: Richtlinie des Europäischen Parlamentes und des Rates vom 6. Februar 2003 über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (Lärm). In: *Amtsblatt der Europäischen Union* (2003), S. L42/38–44



- [119] ROBINSON, D.J.M. ; HAWKSFORD, M.J.: Time-domain auditory model for the assessment of high-quality coded audio. In: *Audio Engineering Society* 107 (1999), S. 9900–9909
- [120] ROSSI, G. ; SOLERO, P.: Evoked otoacoustic emissions (EOAEs) and bone conduction stimulation. A preliminary report. In: *Acta Oto-Laryngologica* 105 (1988), S. 591–594
- [121] ROSSI, G. ; SOLERO, P. ; ROLANDO, M. ; OLINA, M.: Delayed otoacoustic emissions evoked by bone-conduction stimulation: Experimental data on their origin, characteristics and transfer to the external ear in human. In: *Scandinavian Audiology Supplementum* 29 (1988), S. 1–22
- [122] SACHS, L.: *Angewandte Statistik*. Berlin; Heidelberg; New York; Barcelona; Hong Kong; London; Mailand; Paris; Tokio : Springer Verlag, 2002. – ISBN 3–540–42448–2
- [123] SCHAAF, H. ; KLOFAT, B. ; HESSE, G.: Hyperakusis, Phonophobie und Recruitment. In: *HNO-Praxis* 51 (2003), S. 1005–1011. – ISSN 0017–6192
- [124] SCHWAB, C.G.: *Normalwertbestimmung von akustisch ausgelösten Trommelfell-Schwingungen mittels Laser Doppler Interferometrie*, Universität Zürich, Medizinische Fakultät, Diss., 2000
- [125] SENGPIEL, E.: *Laufzeitdifferenzen beim natürlichen Hören - Interaurale Laufzeitdifferenz in Abhängigkeit vom Schalleinfallswinkel bei Sprache und Musik*. <http://www.sengpielaudio.com/LaufzeitdifferenzenBeimNatuerlichenHoeren.pdf>. – Abruf: Dezember.2007
- [126] SENGPIEL, E.: *Pegeldifferenzen beim natürlichen Hören - Interaurale Pegeldifferenz in Abhängigkeit vom Schalleinfallswinkel bei Sprache und bei Musik*. <http://www.sengpielaudio.com/>

- PegeldifferenzenBeimNatuerlichenHoeren.pdf. – Abruf: Dezember.2007
- [127] SENGPIEL, E.: *Wichtige Signaldifferenz-Werte: Ohr- und Lautsprecher-signale.* <http://www.sengpielaudio.com/WichtigeSignaldifferenzwerte.pdf>. – Abruf: Dezember.2007
- [128] SIEGEL, J.H. ; HIROHATA, E.T.: Sound calibration and distortion product otoacoustic emissions at high frequencies. In: *Hearing Research* 80 (1994), S. 146–152
- [129] SOTTEK, R.: *Modelle zur Signalverarbeitung im menschlichen Gehör*, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen, Fakultät für Elektrotechnik, Diss., 1993
- [130] SPECHT, H. von: Objektive Methoden zur Untersuchung von Lärmschäden. In: GRIESHABER, R. (Hrsg.) ; STADELER, M. (Hrsg.) ; SCHOLLE, H.-Ch. (Hrsg.): *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen, 11. Erfurter Tage.* Jena : Verlag Dr. Bussert und Stadeler, 2005. – ISBN 3-932906-64-0, S. 419–425
- [131] STENFELT, St. ; GOODE, R.L.: Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects. In: *Otology & Neurotology* 26 (2005), S. 1245–1261
- [132] STEVENS, S.: On the psychophysical law. In: *Psychology Review* 64 (1957), Nr. 3, S. 153–181
- [133] SVEAN, J. ; SORSDAL, S. ; PETTERSEN, Kr.O. ; OTTESEN, G.E. ; STENSBY, S. *US Patent 6,666,901 B1 - Ear terminal with microphone for natural voice rendition.* Dec. 2003
- [134] VDI2058-BLATT2: *Beurteilung von Lärm hinsichtlich Gehörgefährdung.* : Verein Deutscher Ingenieure e.V., Juni 1988

- [135] WALKER, B.N. ; STANLEY, R.M. ; SCHMIDT, T.M.: Thresholds of audibility for bone conduction headsets / 05-eleventh meeting of the International Conference on Auditory Display (ICAD). 2005. – Abstract
- [136] WALLER, T.-S.: *Messung der Dynamischen Eigenschaften des Stapesringbandes*, Bayrische Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg, Diplomarbeit, 2002
- [137] WEINBERGER, M. ; THOMASSEN, H.G. ; WILLEKE, R.: *Kosten des Lärms in der Bundesrepublik Deutschland*. Erich Schmidt Verlag, 1991. – ISBN 3503032533
- [138] WITHEHEAD, M.L. ; MCCOY, M.J. ; LONSBURY-MARTIN, B.L. ; MARTIN, G.K.: Dependence of distortion product otoacoustic emissions on primary levels in normal and impaired ears. Part 1. Effects of decreasing L(2) below L(1). In: *Journal of the Acoustical Society of America* 98 (1995), Nr. 6, S. 3200–3214
- [139] WITTE, H. ; SCHILLING, C.: Biologische Inspiration oligopedaler Laufmaschinen oder: Warum brauchen wir Biomechatroniker? In: WISSER, A. (Hrsg.) ; NACHTIGALL, W. (Hrsg.): *BIONAreport 16, Technische Biologie und Bionik 6*. Mainz : Akademie der Wissenschaften und der Literatur, 2003. – ISBN 3-9807335-2-1, S. 130–139
- [140] WOLLERT, J.F.: *Das Bluetooth Handbuch*. Poing : Franzis Verlag, 2002. – 64–65 S. – ISBN 3-7723-5323-1
- [141] ZENNER, H.P.: Beethovens Taubheit, „Wie ein Verbannter muß ich leben“. In: *Deutsches Ärzteblatt* 99 (2002), Nr. 42, S. A 2762–2766
- [142] ZENNER, H.P. ; STRUWE, V. ; SCHUSCHKE, G. ; SPRENG, M. ; STANGE, G. ; PLATH, P. ; BABISCH, W. ; REBENTISCH, E. ; PLINKERT, P. ; BACHMANN, K.D. ; ISING, H. ; LEHNERT, G.: Gehörschäden durch Freizeitlärm. In: *HNO* 47 (1999), S. 236–248

- [143] ZWEIG, G.: Finding the impedance of the organ of Corti. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 89 (1991), S. 1229–1254
- [144] ZWICKER, E.: *Psychoakustik*. Berlin Heidelberg New York : Springer Verlag, 1982. – 51–53 S. – ISBN 3–540–11401–7
- [145] ZWICKER, E. ; SCHLOTH, E.: Interrelation of different oto-acoustic emissions. In: *Journal of the Acoustical Society of America* 75 (1984), S. 1148–1154

## **Anhang A**

### **Experimentelle Untersuchungen**

#### **A.1 Anamnesebogen**

**Technische Universität Ilmenau**  
Fakultät für Maschinenbau  
Fachgebiet Biomechatronik  
Max-Planck-Ring 12  
98693 Ilmenau



Tel.: 03677 69 4688  
Fax: 03677 69 1280

### Anamnesebogen – Lärm

1. Lfd. Untersuchungs-Nr.: .....  
Name: ..... Vorname: .....  
Anschrift: .....  
.....
2. Beruf: .....
3. Untersuchungsdatum: .....
4. Geburtsdatum: .....
5. Alter: .....
6. Geschlecht: m / w

### Untersuchungseinverständnis

Hiermit erkläre ich die freiwillige Teilnahme an einer Untersuchung, die im Rahmen einer Studie über die individuelle Bemessung von Reiz-Reaktions-Beziehungen bei der Schallverarbeitung des menschlichen Gehörs stattfindet. Es werden folgende Teiluntersuchungen durchgeführt:

- HNO-ärztlicher Ausgangsbefund in der „Lärmsprechstunde“ im APZ Erfurt
- Anamnese (Fragebogen Lärm)
- Personengebundene Lärmdosimetrie während einer Schallexposition
- Audiometrische Untersuchungen (OAE) vor und nach einer Schallexposition im Audiometrielabor des FG Biomechatronik an der TU Ilmenau

Durch meine Unterschrift erteile ich meine Einwilligung, dass alle von mir gemachten persönlichen Angaben sowie Untersuchungsergebnisse für die wissenschaftliche Auswertung benutzt werden dürfen. Ich wurde darüber informiert, dass alle Angaben streng und vertraulich behandelt werden. Die Untersuchungsergebnisse werden für statistische Zwecke verwendet und kommen ausschließlich in anonymisierter Form zum Einsatz, so dass Rückschlüsse auf meine Person nicht möglich sind. Dabei wird grundsätzlich nach den Bestimmungen des Bundesdatenschutzgesetzes verfahren.

Abbildung A.1: *Anamnesebogen Seite 1*

Mir ist bekannt, dass ich jederzeit ohne Angabe eines Grundes von der Untersuchung zurücktreten kann, ohne dass mir daraus Nachteile entstehen. Über den Inhalt und Ablauf der Untersuchung wurde ich von Herrn Tobias Schmidt oder Herrn Alexander Müller ausführlich und umfassend informiert und aufgeklärt. Dabei wurden auch mögliche Risiken und Gefahren aufgezeigt und ausreichend besprochen. Ich hatte ausreichend Gelegenheit, Fragen zu Durchführung und Ablauf der Untersuchungen zu stellen. Alle Fragen wurden zu meiner Zufriedenheit geklärt. Aufgrund meiner physischen Verfassung sehe ich mich in der Lage, an diesem Versuch teilzunehmen. Alle mir bekannten körperlichen Dispositionen und/oder Erkrankungen habe ich Herrn Tobias Schmidt oder Herrn Alexander Müller mitgeteilt. Ich bin daher mit der Untersuchung einverstanden.

.....  
Ort, Datum, Unterschrift

### **Zu Ihrer Information**

Alle von Ihnen gemachten Angaben unterliegen der ärztlichen Schweigepflicht, eine Weitergabe an Dritte erfolgt nur mit Ihrer Einwilligung.

Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. (habil.) Hartmut Witte

Abbildung A.2: *Anamnesebogen Seite 2*

## Anhang A. Experimentelle Untersuchungen

---

		Ja	Nein
7.	Sind in Ihrer Familie Schwerhörigkeit oder Taubheit bekannt? (Großeltern, Eltern, Geschwister, Kinder)	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	<small>(zutreffendes bitte unterstreichen)</small>		
8.	Haben Sie schwere Erkrankungen und Unfälle erlitten bzw. sind Sie wegen chronischer Erkrankungen in ärztlicher Behandlung? - Blutdruck zu hoch / zu niedrig, Magen-, Darmbeschwerden, Schilddrüsenüber- oder -unterfunktion, Schädelverletzungen, Gehirnerschütterungen, Halswirbelsäulenveränderungen, herzkrank, zuckerkrank	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	<small>(zutreffendes bitte unterstreichen)</small>		
9.	Leiden Sie unter häufigen Kopfschmerzen? - Stirn / Scheitel / Schläfen / Hinterkopf	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	<small>(zutreffendes bitte unterstreichen)</small>		
10.	Hatten Sie eine Infektionskrankheit, die sich auf Ihre Hörfähigkeit ausgewirkt hat?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
11.	Waren oder sind Sie wegen häufiger Mittelohrerkrankungen in ärztlicher Behandlung?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
12.	Neigen Sie zu vermehrter Ohrschmalzbildung?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
13.	Wurden Ohroperationen durchgeführt? - Wann? - Auf welcher Seite? - Welche Operation?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
14.	Würden Sie Ihr Hörvermögen als normal / eingeschränkt einschätzen?		
	<small>(zutreffendes bitte unterstreichen)</small>		
15.	Wenn das Hörvermögen eingeschränkt ist, ist die Hörstörung - einseitig / symmetrisch aufgetreten? - Allmählich und langsam / plötzlich aufgetreten?		
	<small>(zutreffendes bitte unterstreichen)</small>		
16.	Bei einem plötzlichen Hörverlust: - Haben Sie ein Knall- oder Explosionstrauma erlitten? - Hatten Sie einen Hörsturz?		
17.	Haben Sie Medikamente eingenommen, welche die Hörfähigkeit eingeschränkt haben könnten? - Streptomycin, Gentamycin, Kanamycin, Lasix o.ä.	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

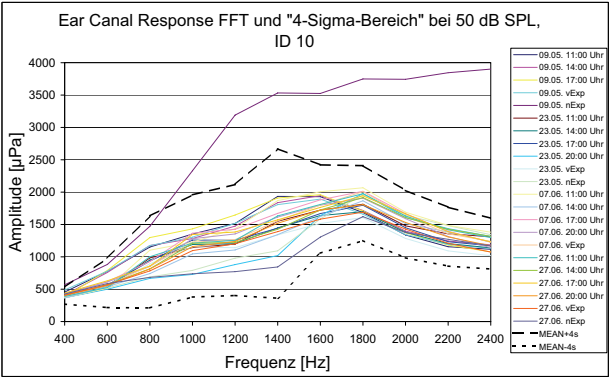
Abbildung A.3: *Anamnesebogen Seite 3*



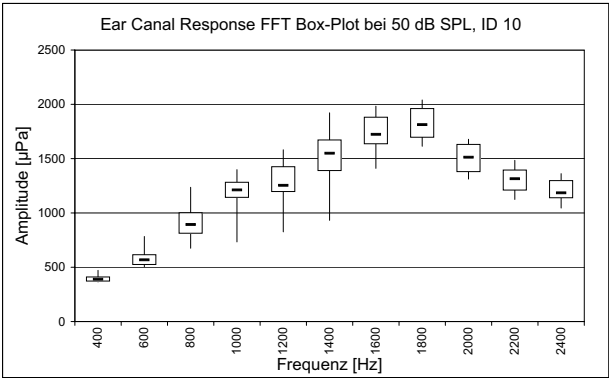
	Ja	Nein
18. Tritt die Hörstörung anfallsweise in Zusammenhang mit Schwindel- und Ohrgeräuschen auf?	O	O
19. Leiden Sie unter Schwindel mit Übelkeit oder Erbrechen?	O	O
20. Leiden Sie unter Ohrgeräuschen?	O	O
- Auf welcher Seite?		
- Seit wann?		
- Nur nach der Arbeit / unregelmäßig / immer.		
<small>(zutreffendes bitte unterstreichen)</small>		
21. Welcher Art ist das Ohrgeräusch?		
- gleichbleibend / pulsierend / pfeifen / brummen / Ton / Geräusch		
<small>(zutreffendes bitte unterstreichen)</small>		
22. Fühlen Sie sich hörbehindert?	O	O
- bei der Unterhaltung mit mehreren / im Einzelgespräch		
<small>(zutreffendes bitte unterstreichen)</small>		
23. Tragen Sie ein Hörgerät?	O	O
- Seit wann?		
24. Werden trotz vorhandener Hörstörung laute Töne und Geräusche als unangenehm laut und schmerzend im Ohr empfunden?	O	O
25. Setzen Sie sich außerberuflich anderen Lärmbelastungen aus?	O	O
- häufige Diskobesuche / Walk-/Discman / MP3-Player / Blasmusik / Sportschießen		
26. Rauchen Sie?	O	O
- Wieviel Zigaretten / Zigarren / Pfeifen pro Tag?		
27. Trinken Sie viel Alkohol?		
- Wieviel Flaschen Bier / Schnaps / Wein pro Tag?	O	O
28. Haben Sie am Arbeitsplatz Umgang mit bekannten Gefahrenstoffen?	O	O
- Wie: Kohlenmonoxid / Benzol / Schwefelkohlenstoff / Anilinfarben / Blei / Quecksilber / Phosphor u.ä.		
29. Wird Gehörschutz getragen?	O	O
30. Welcher Gehörschutz wird getragen?		

Abbildung A.4: Anamnesebogen Seite 4

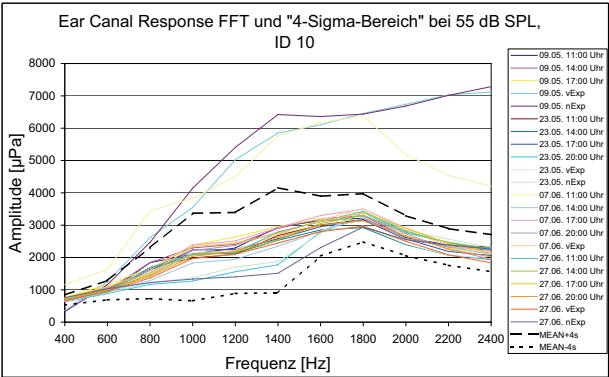
A.2 Ausreißerelimination und resultierende Grundgesamtheit



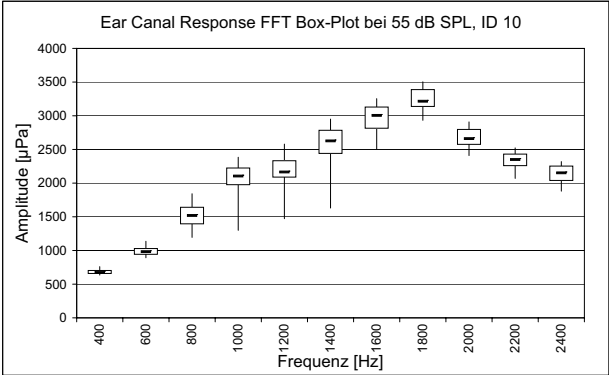
(a)



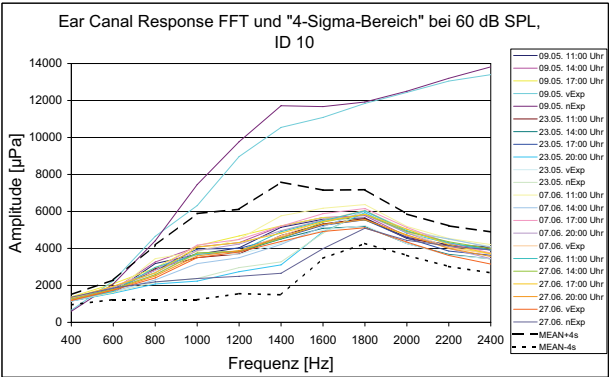
(b)



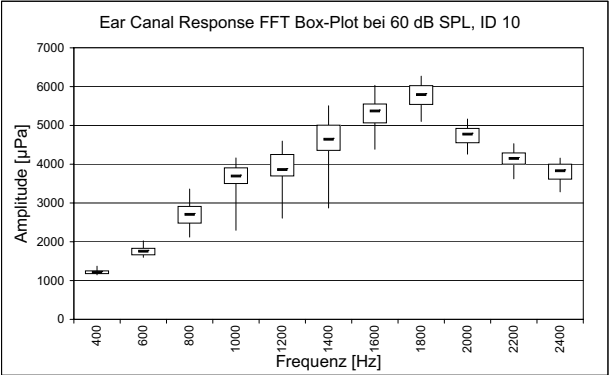
(c)



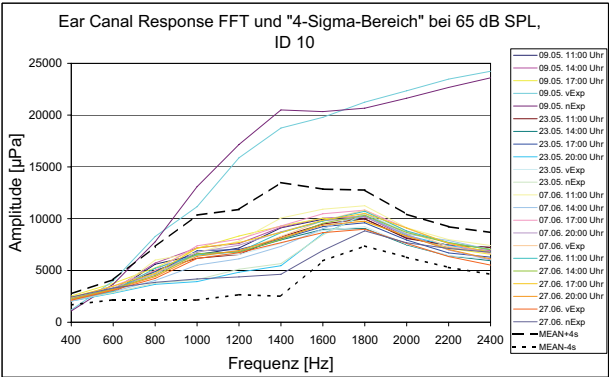
(d)



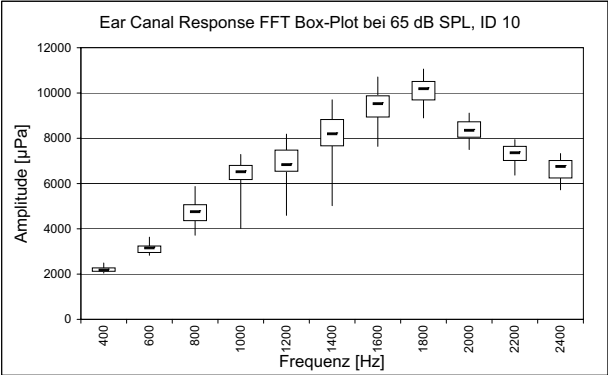
(e)



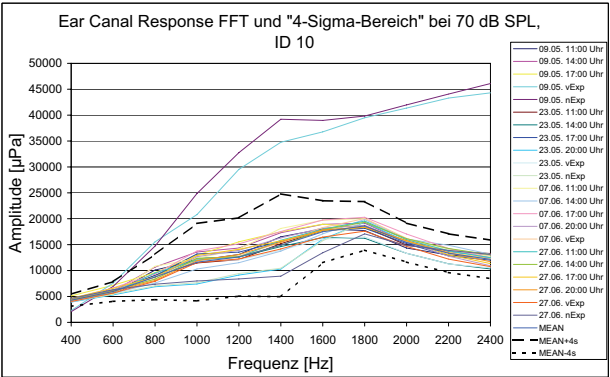
(f)



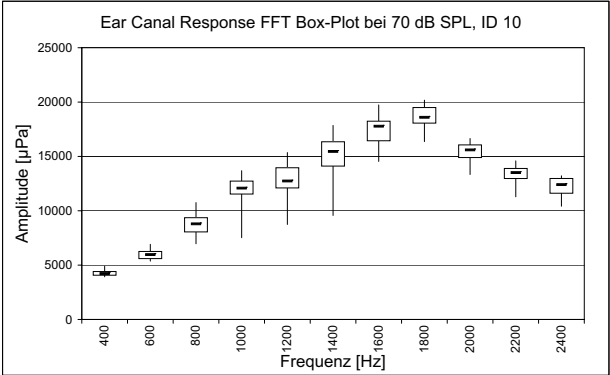
(g)



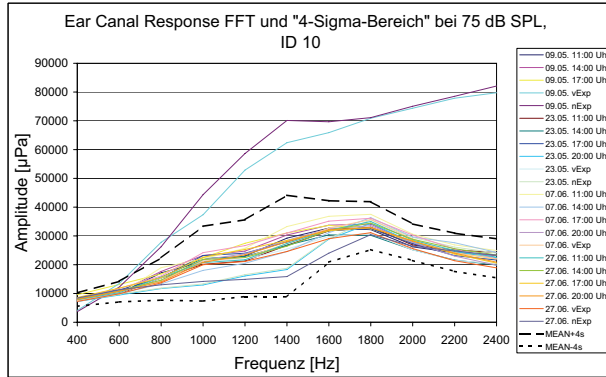
(h)



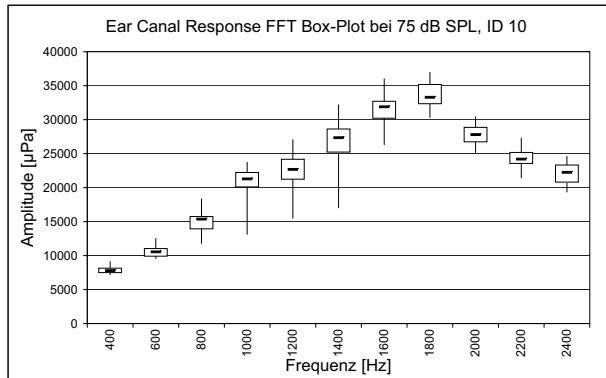
(i)



(j)

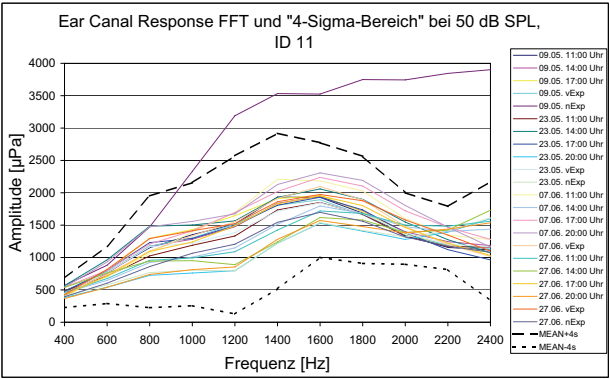


(k)

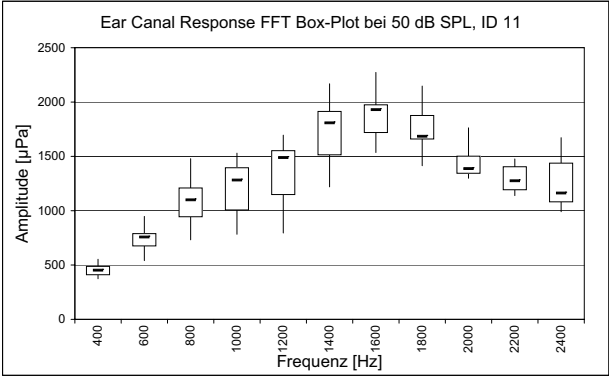


(l)

Abbildung A.5:  $[(a),(c),(e),(g),(i),(k)]$ -Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhängigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und  $[(b),(d),(f),(h),(j),(l)]$ -Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit für ID10

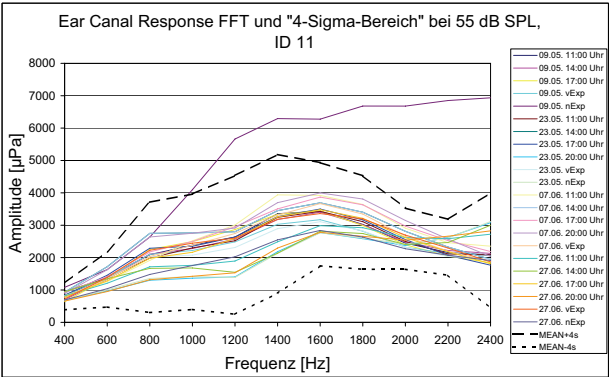


(a)

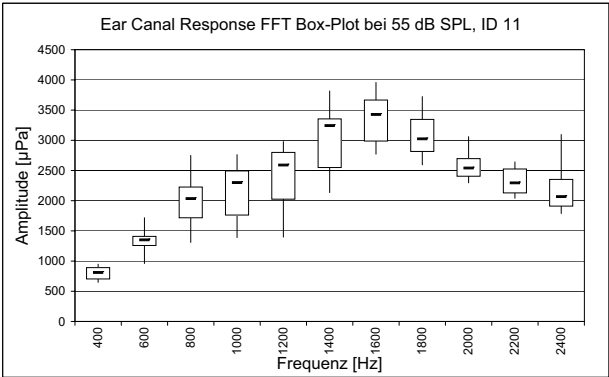


(b)

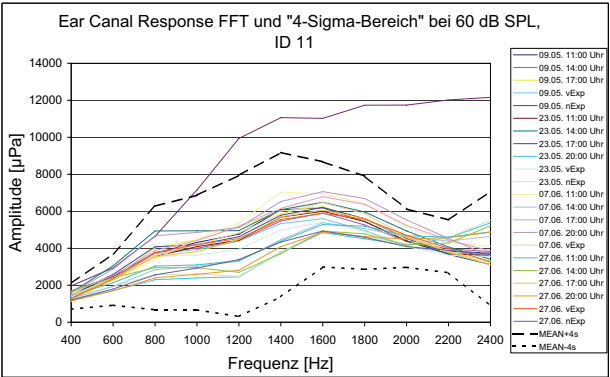




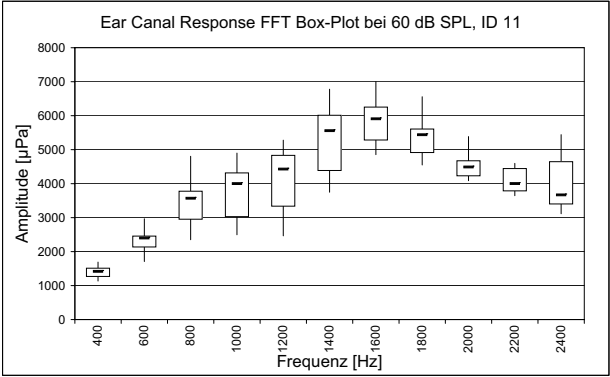
(c)



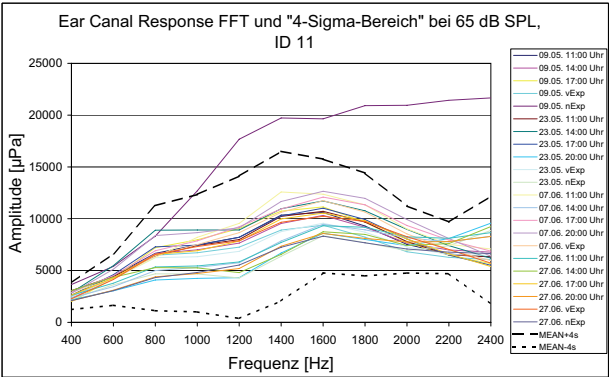
(d)



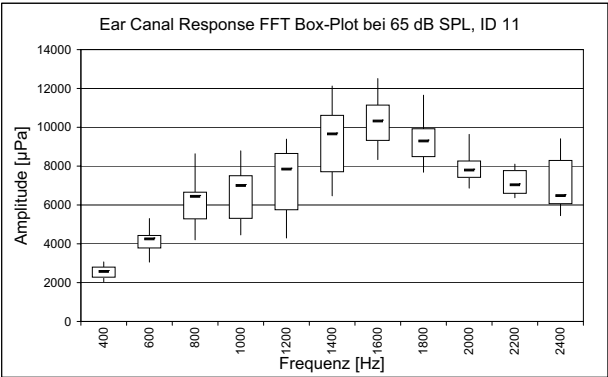
(e)



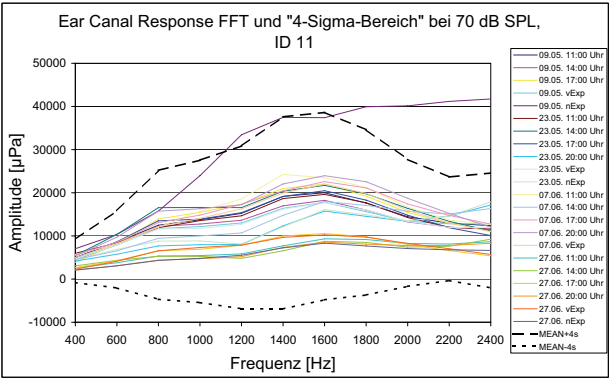
(f)



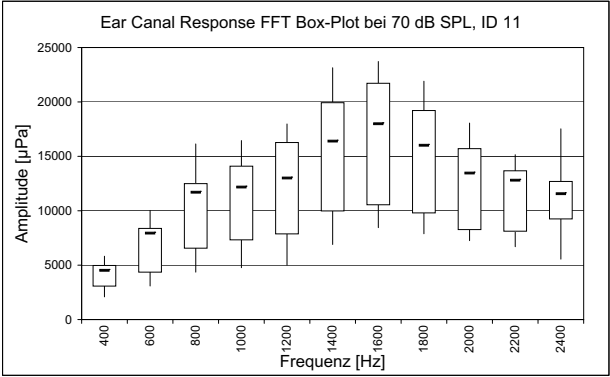
(g)



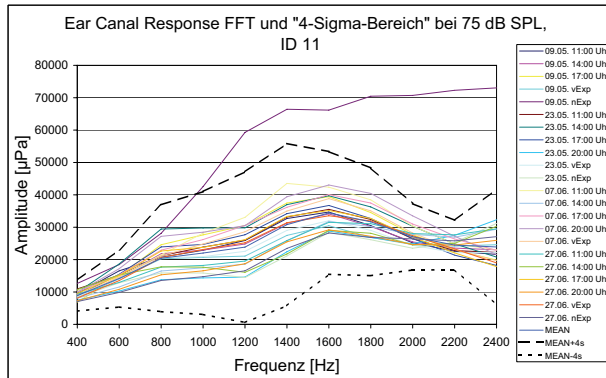
(h)



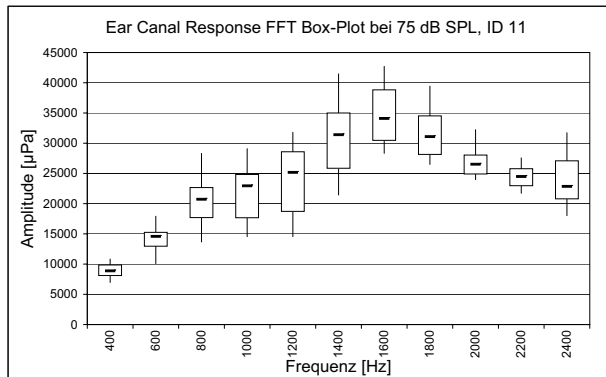
(i)



(j)

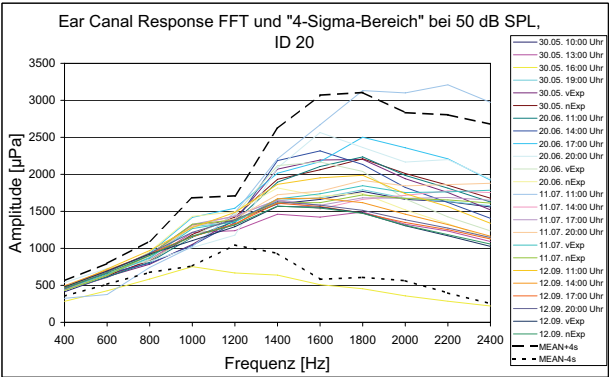


(k)

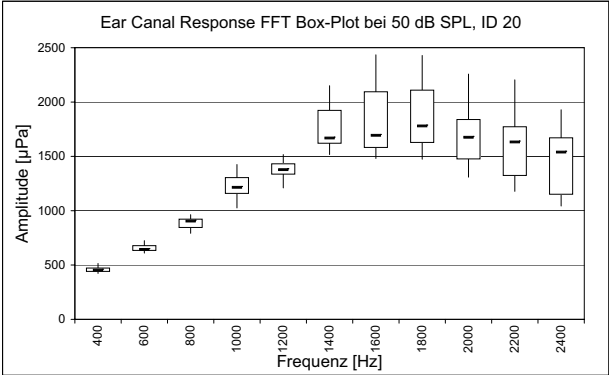


(l)

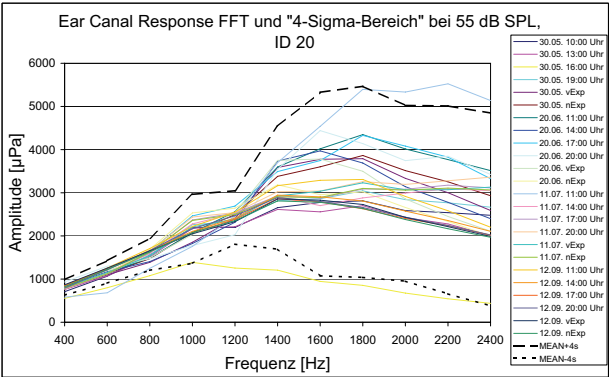
Abbildung A.6:  $[(a),(c),(e),(g),(i),(k)]$ -Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhängigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und  $[(b),(d),(f),(h),(j),(l)]$ -Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit für ID11



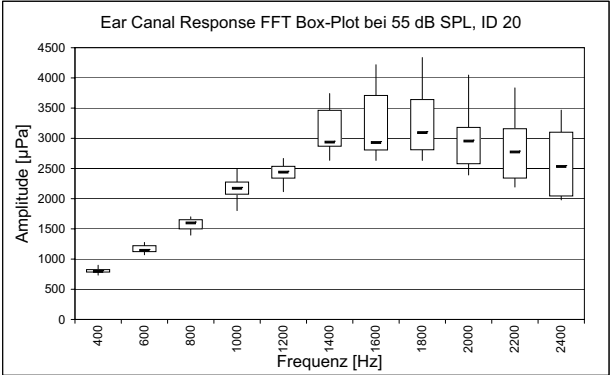
(a)



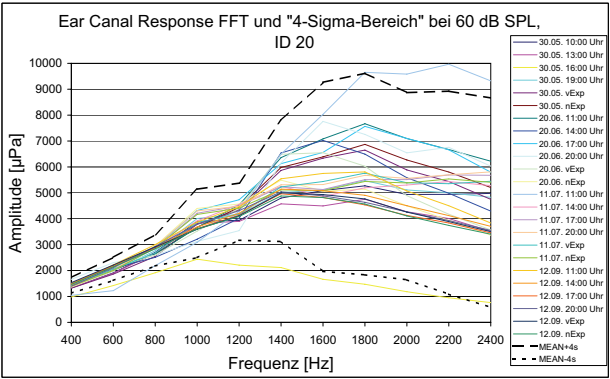
(b)



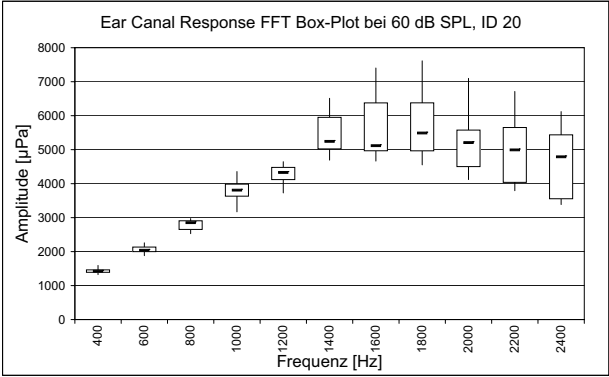
(c)



(d)

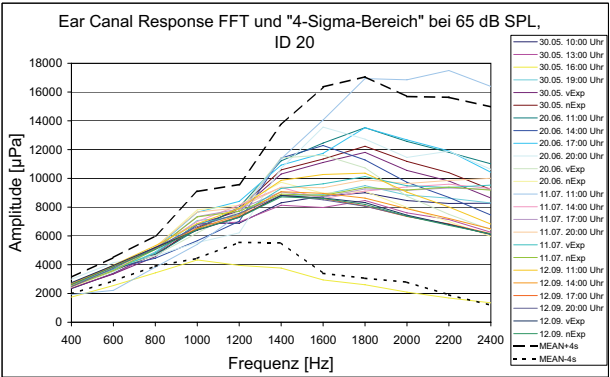


(e)

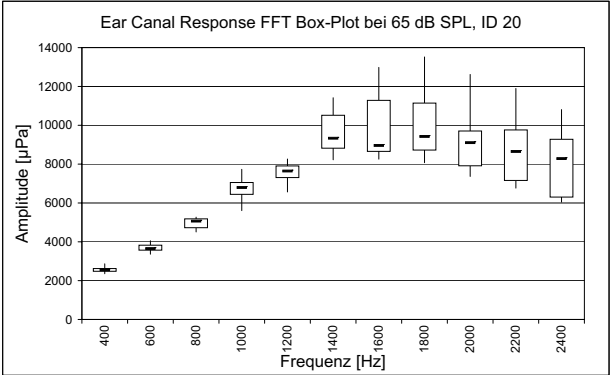


(f)

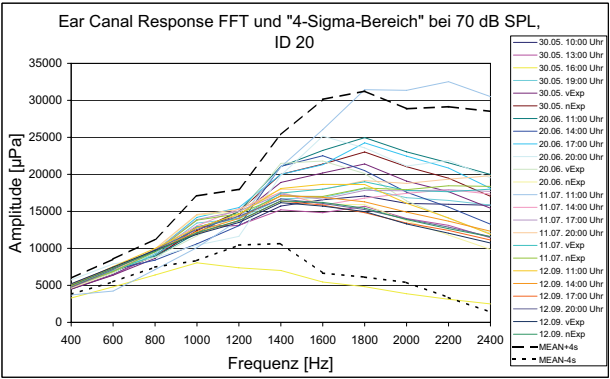




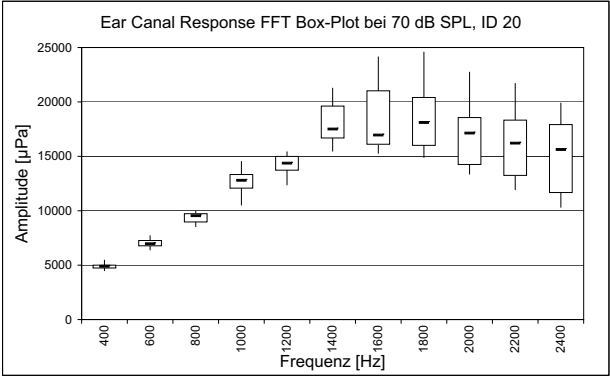
(g)



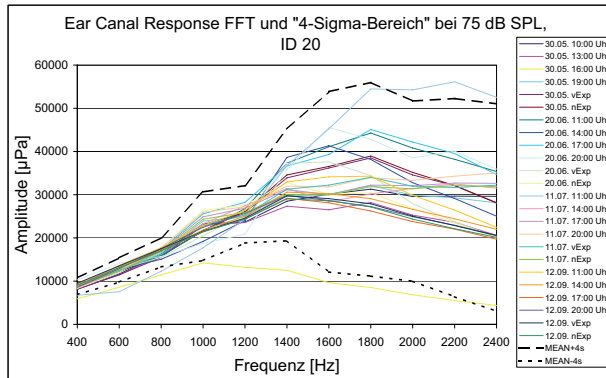
(h)



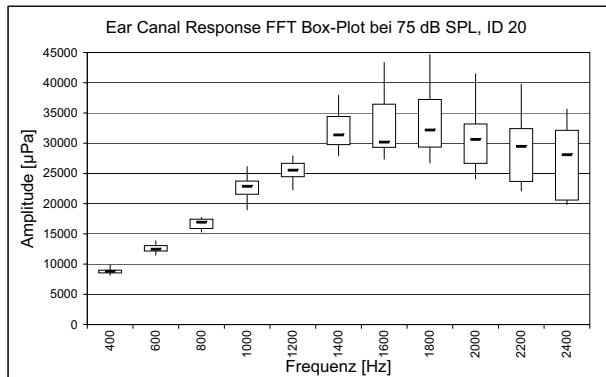
(i)



(j)

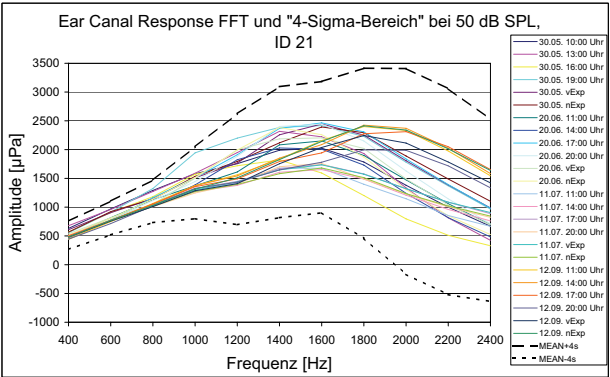


(k)

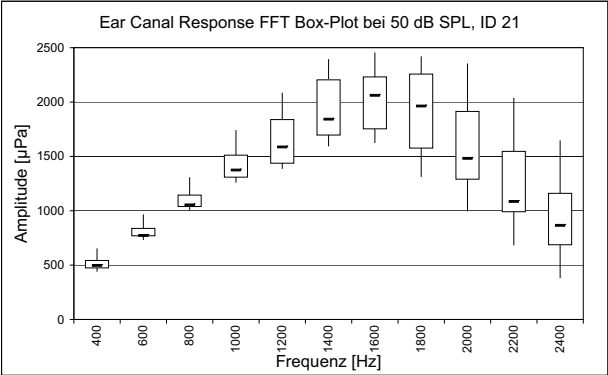


(l)

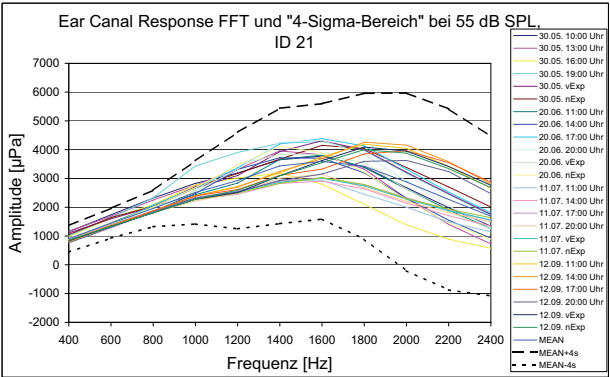
Abbildung A.7: [(a),(c),(e),(g),(i),(k)]-Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhängigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und [(b),(d),(f),(h),(j),(l)]-Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit für ID20



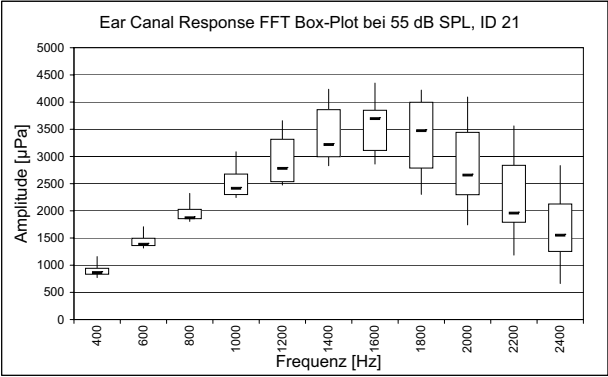
(a)



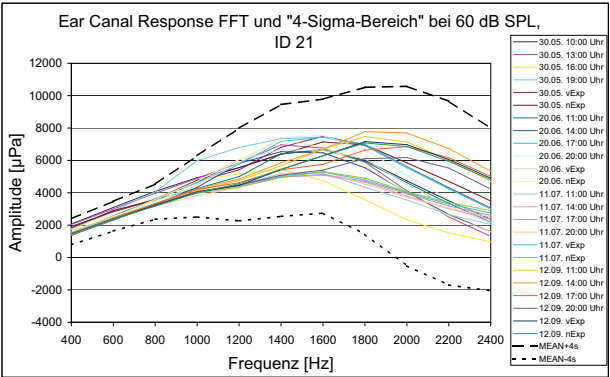
(b)



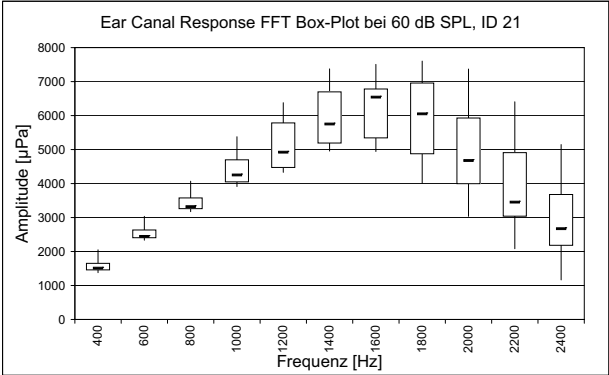
(c)



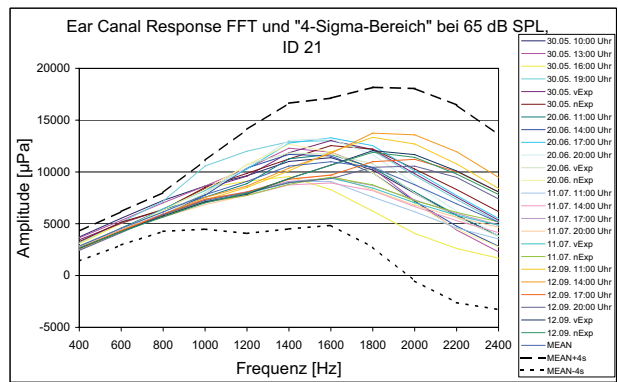
(d)



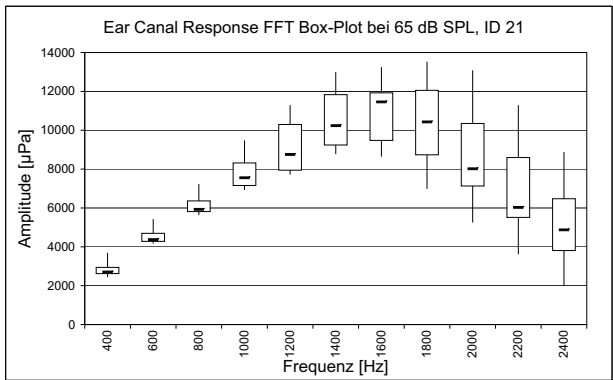
(e)



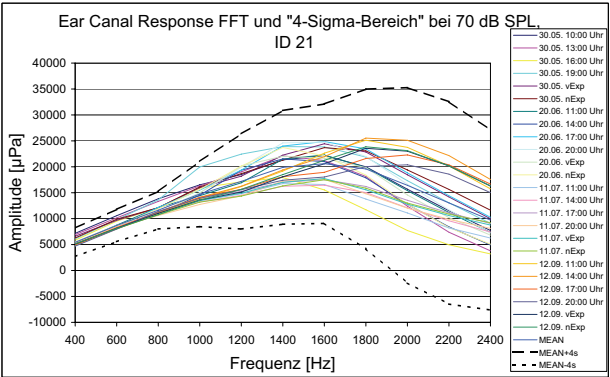
(f)



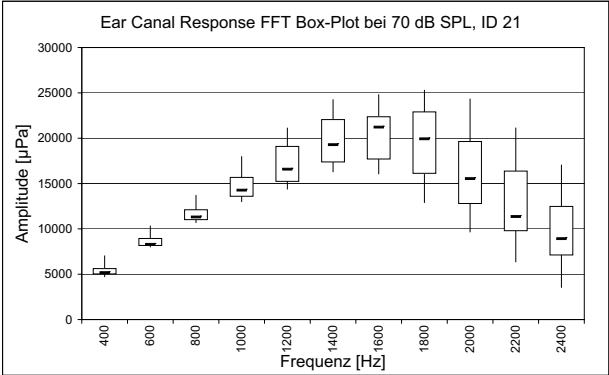
(g)



(h)

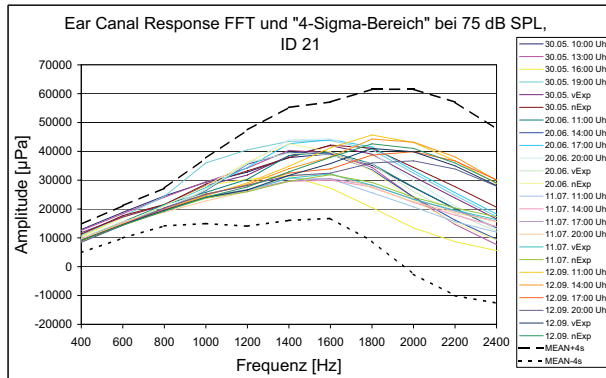


(i)

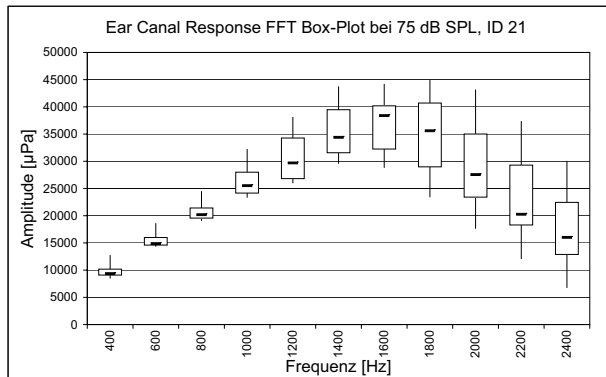


(j)



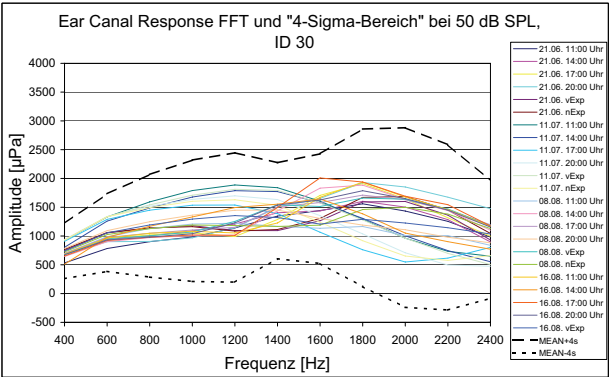


(k)

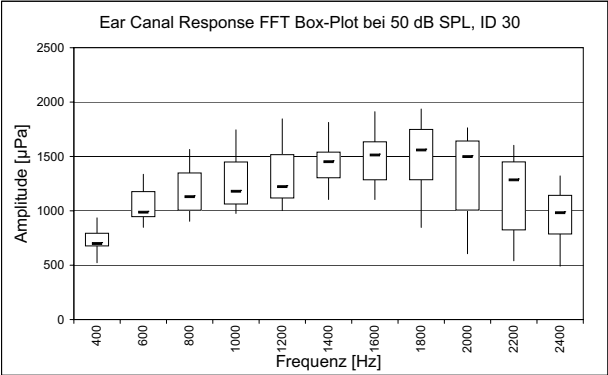


(l)

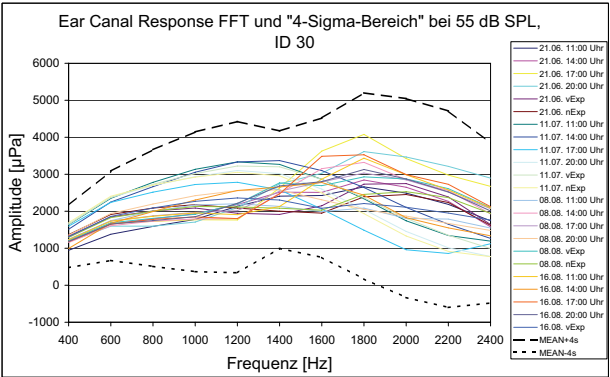
Abbildung A.8:  $[(a),(c),(e),(g),(i),(k)]$ -Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhängigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und  $[(b),(d),(f),(h),(j),(l)]$ -Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit für ID21



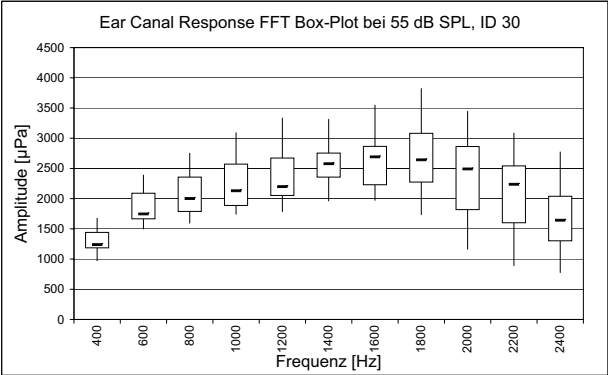
(a)



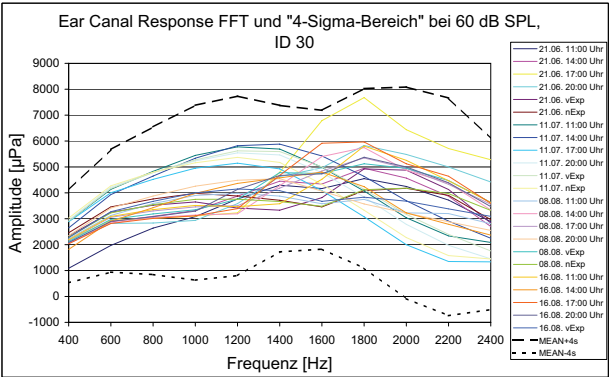
(b)



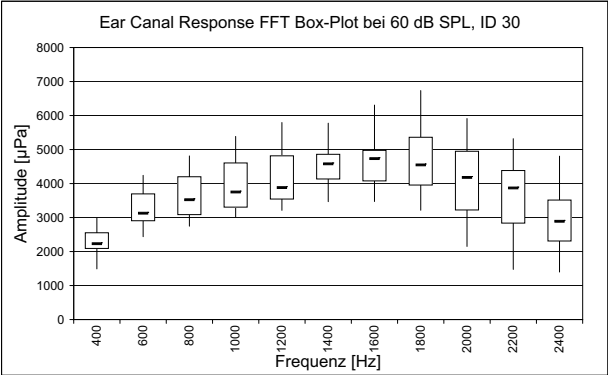
(c)



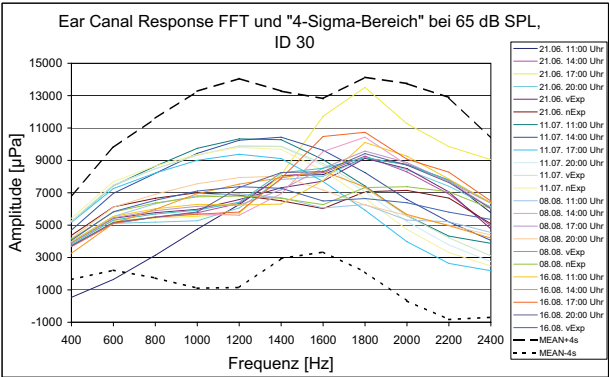
(d)



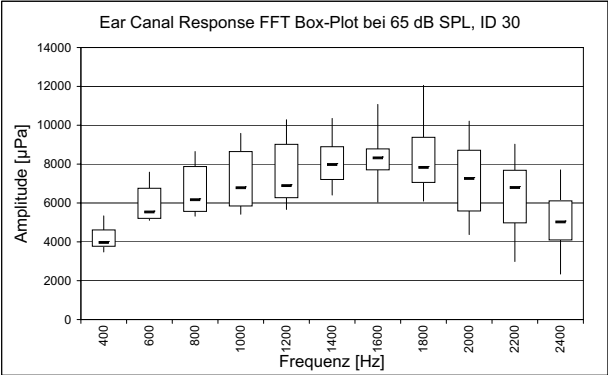
(e)



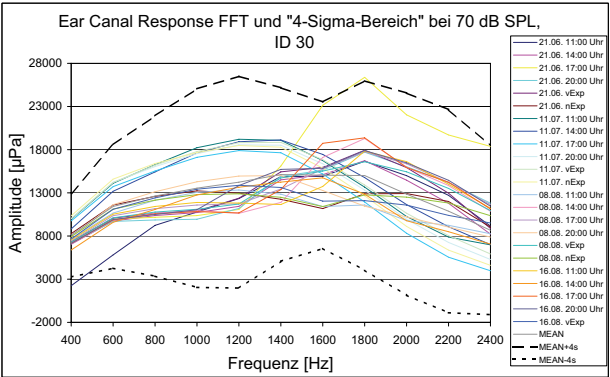
(f)



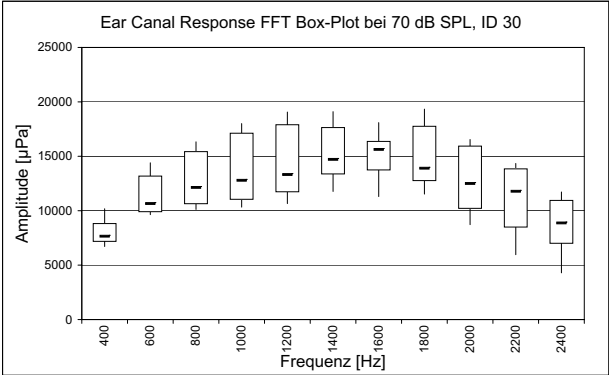
(g)



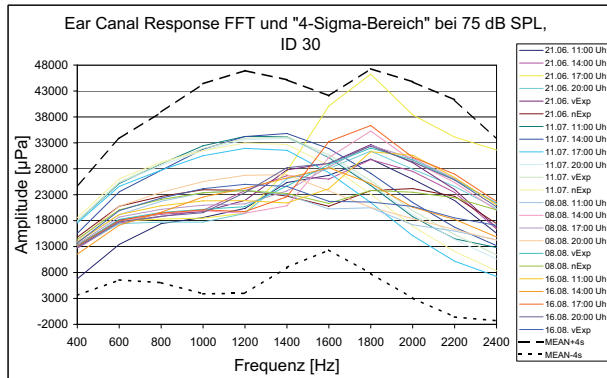
(h)



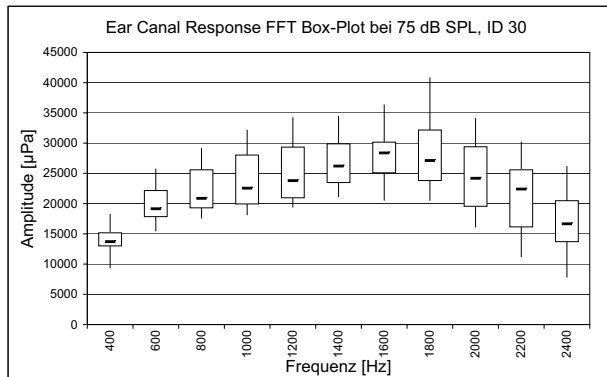
(i)



(j)

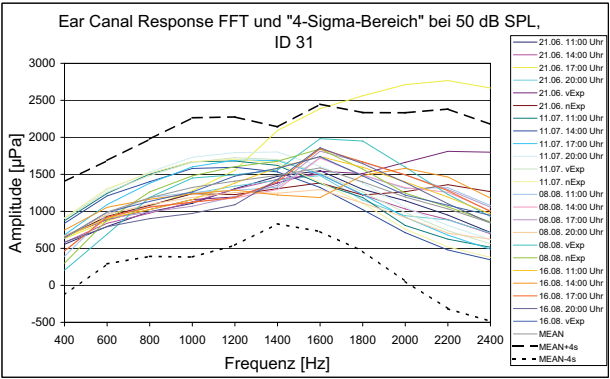


(k)

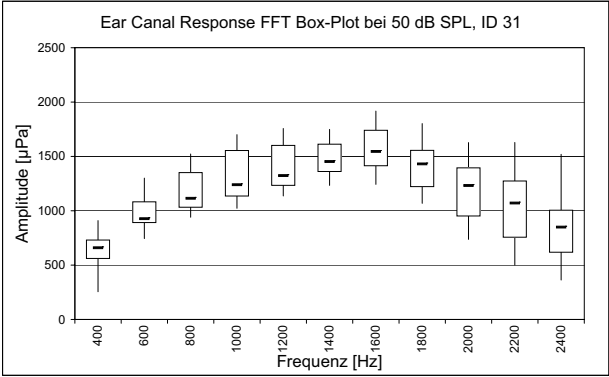


(l)

Abbildung A.9:  $[(a),(c),(e),(g),(i),(k)]$ -Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhängigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und  $[(b),(d),(f),(h),(j),(l)]$ -Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit für ID30

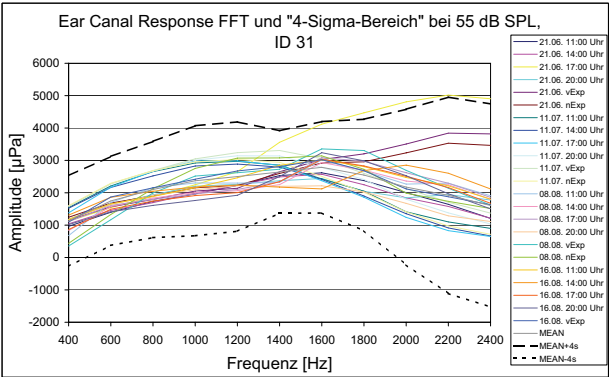


(a)

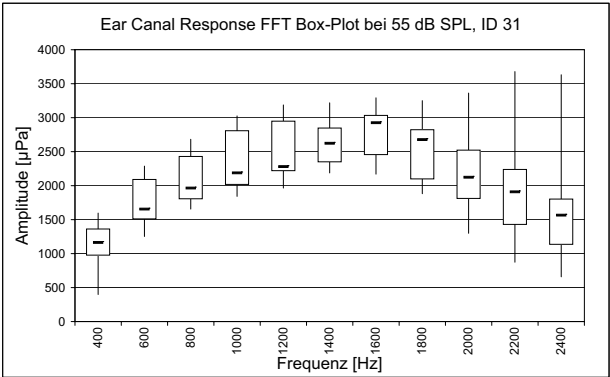


(b)

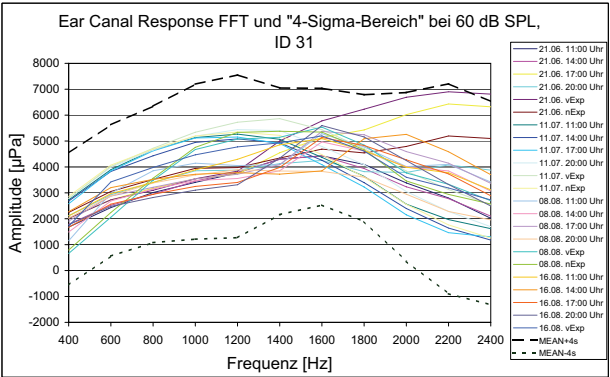




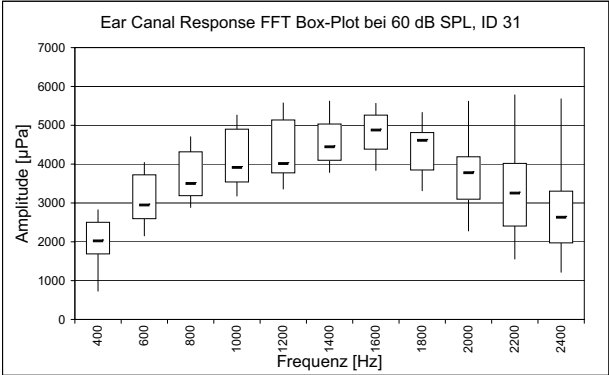
(c)



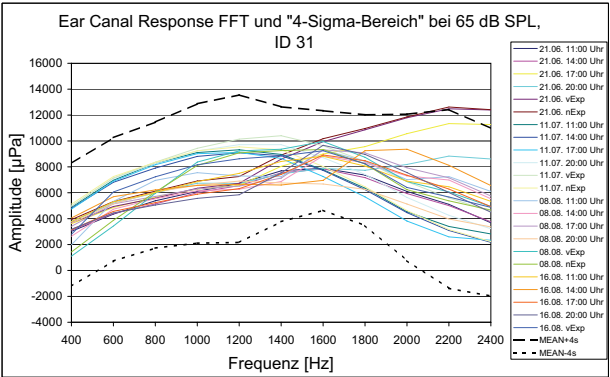
(d)



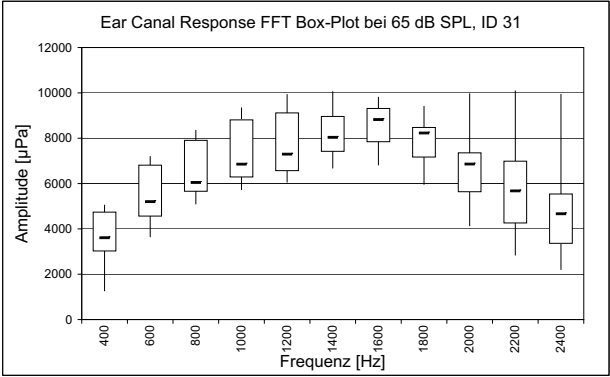
(e)



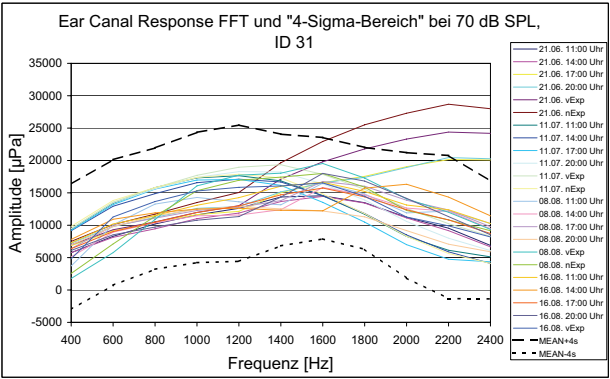
(f)



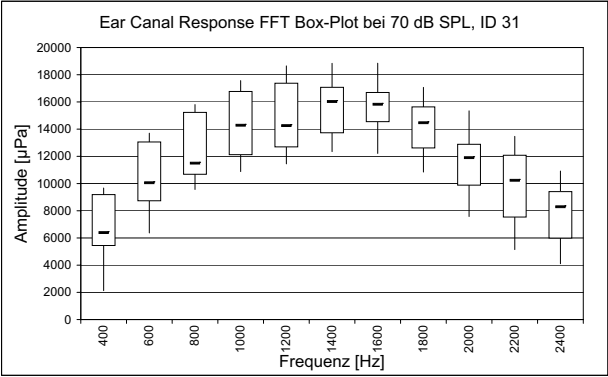
(g)



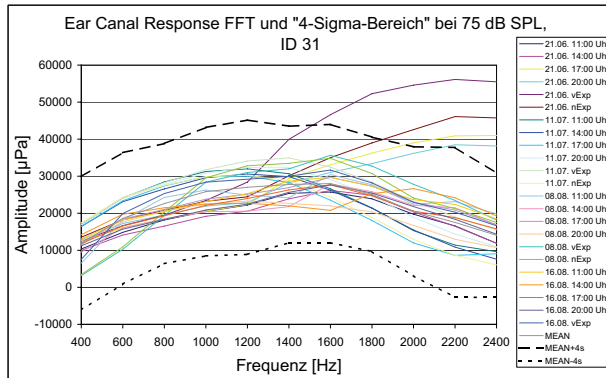
(h)



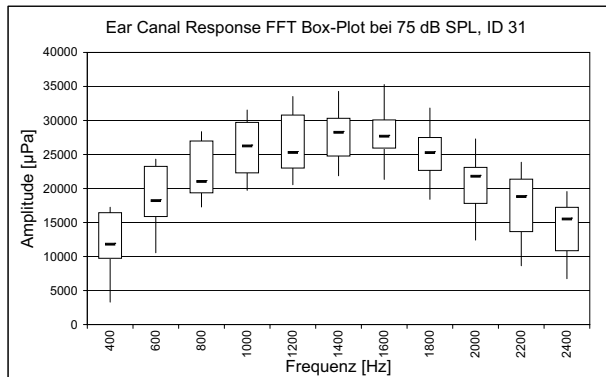
(i)



(j)



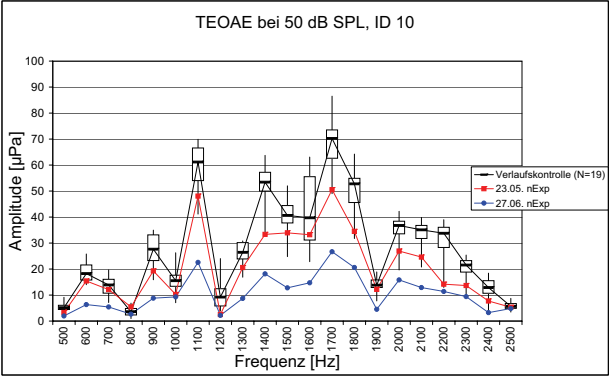
(k)



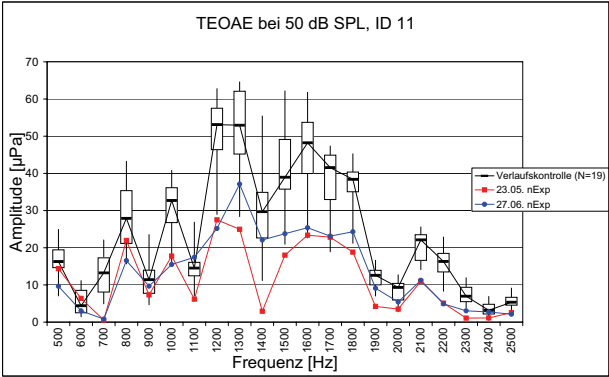
(l)

Abbildung A.10:  $[(a),(c),(e),(g),(i),(k)]$ -Vergleich der im Gehörgang gemessenen frequenzabhängigen Intensitäten und entsprechender „4-Sigma-Bereich“ und  $[(b),(d),(f),(h),(j),(l)]$ -Box-Plot der resultierenden Grundgesamtheit für ID31

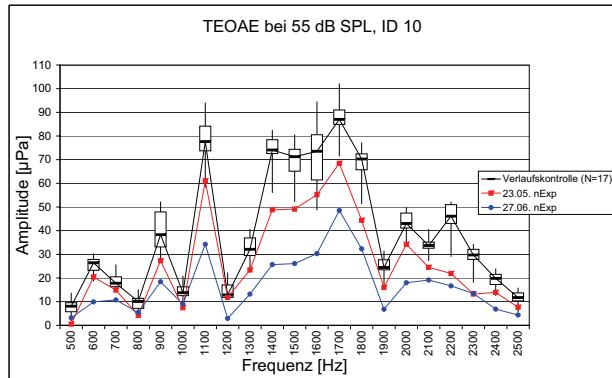
A.3 Temporary Emission Shift



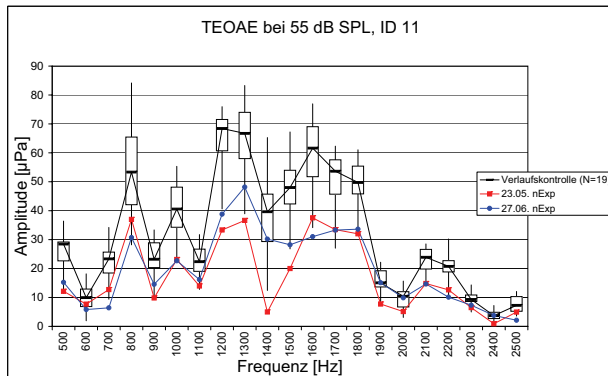
(a)



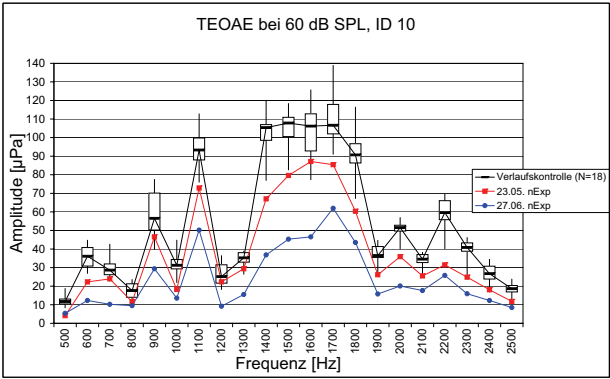
(b)



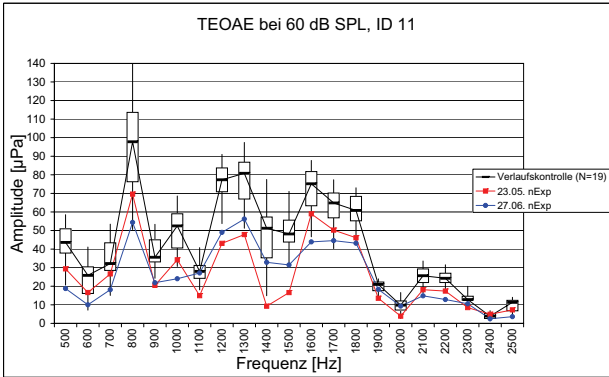
(c)



(d)



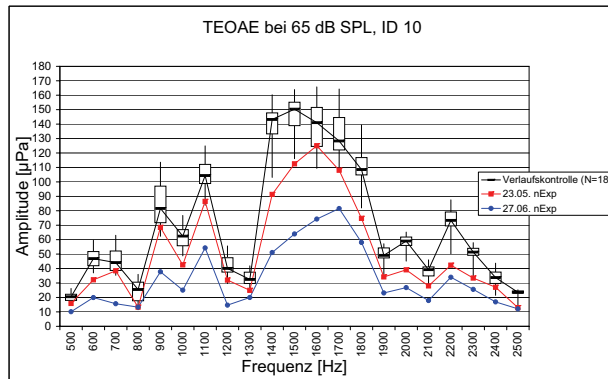
(e)



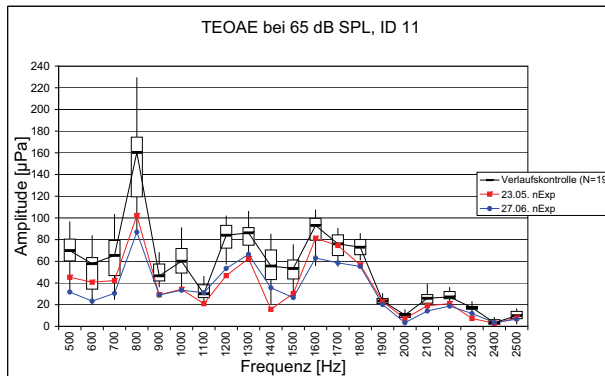
(f)



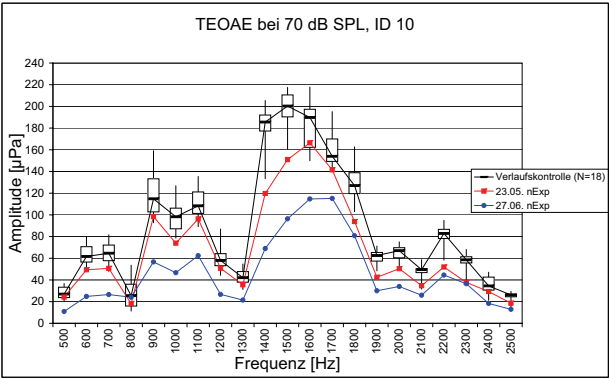
### A.3. Temporary Emission Shift



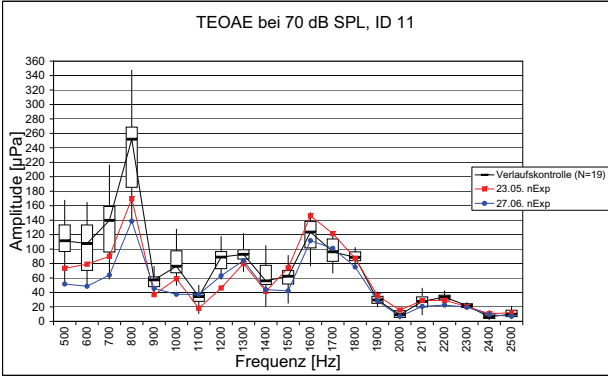
(g)



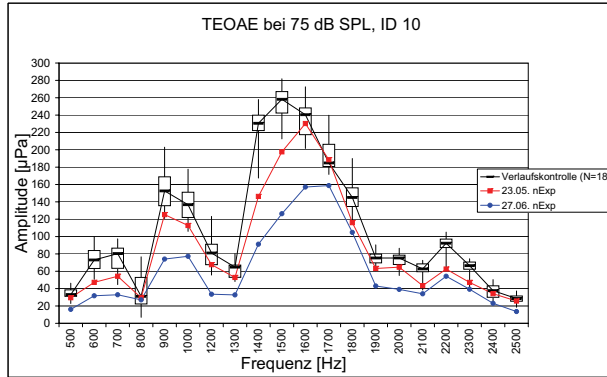
(h)



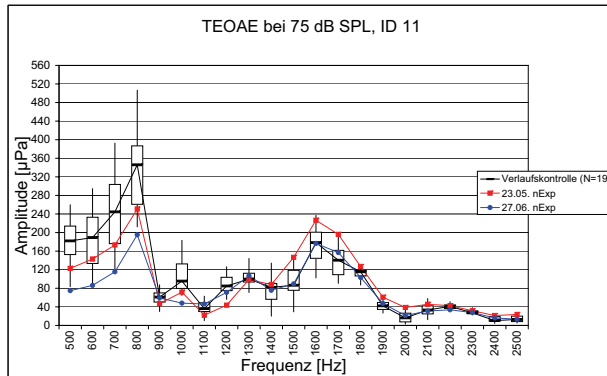
(i)



(j)

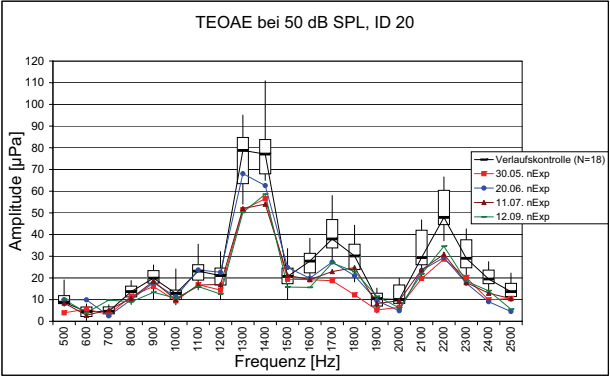


(k)

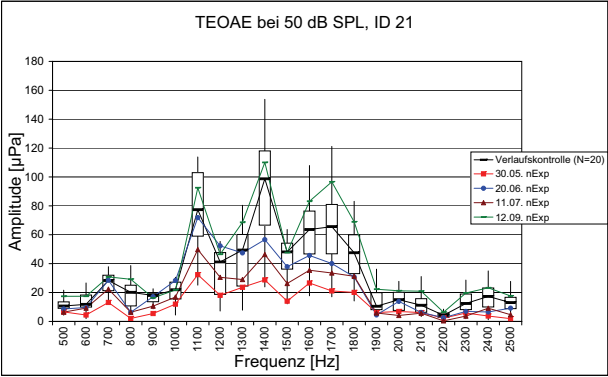


(l)

Abbildung A.11: Vergleich der TEOAE-Vor („lärm-unbelastet“) und -Nachmessungen („lärm-belastet“) für ID10 ((a),(c),(e),(g),(i),(k)) und ID11 ((b),(d),(f),(h),(j),(l)) bei Stimuli zwischen 50 dB[SPL] und 75 dB[SPL]

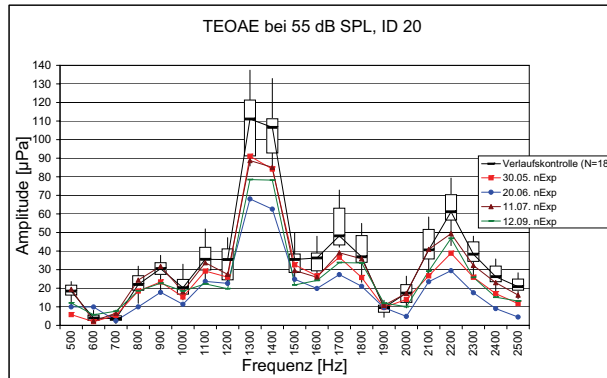


(a)

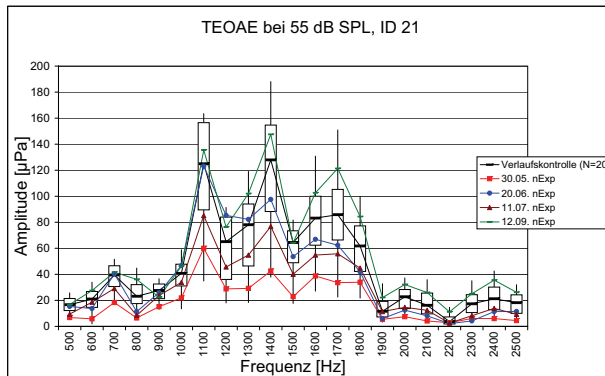


(b)

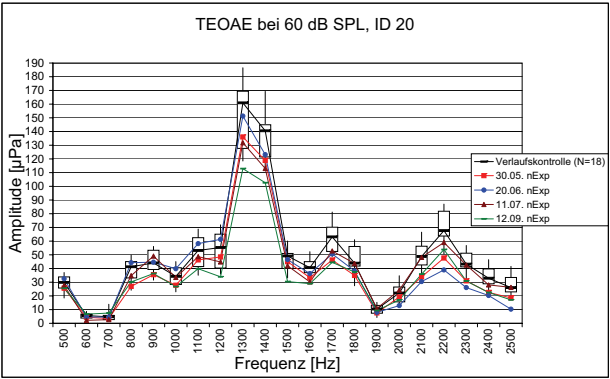
### A.3. Temporary Emission Shift



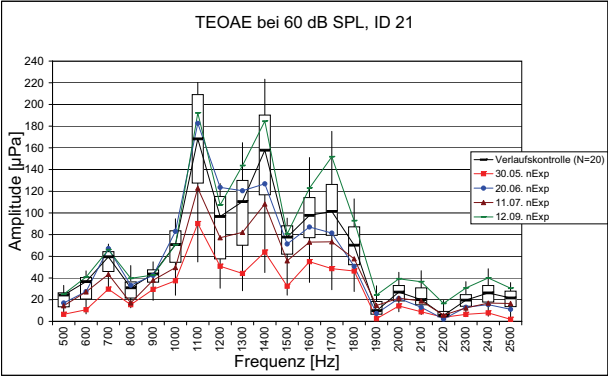
(c)



(d)

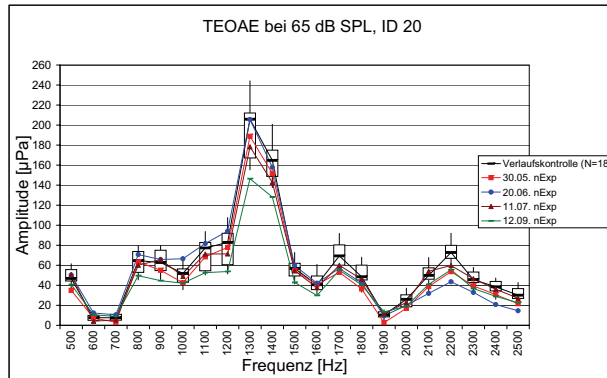


(e)

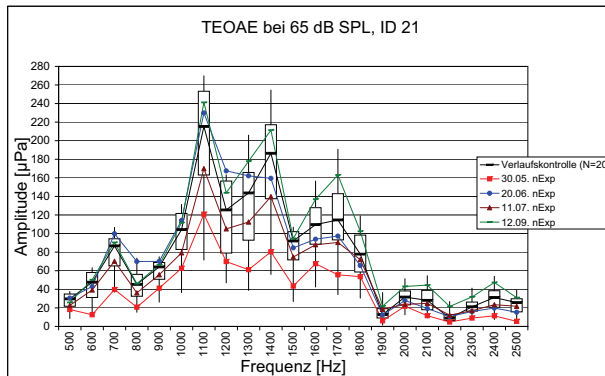


(f)

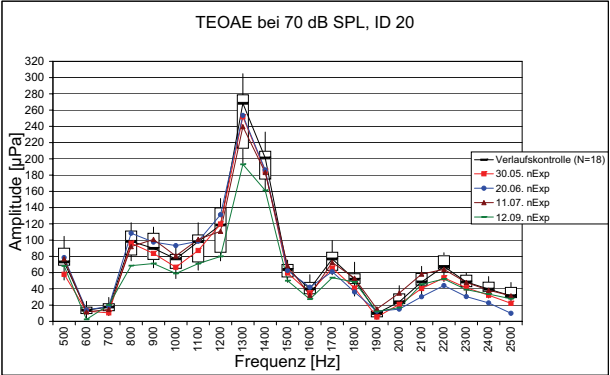
### A.3. Temporary Emission Shift



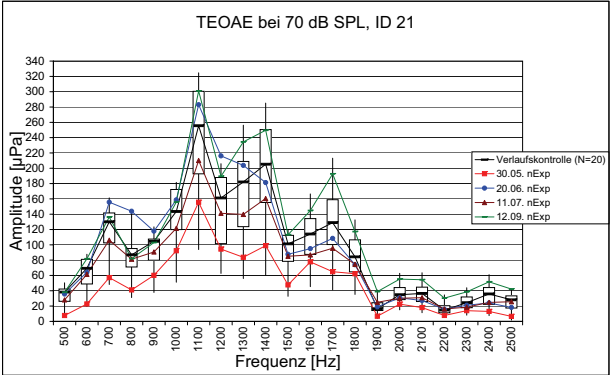
(g)



(h)

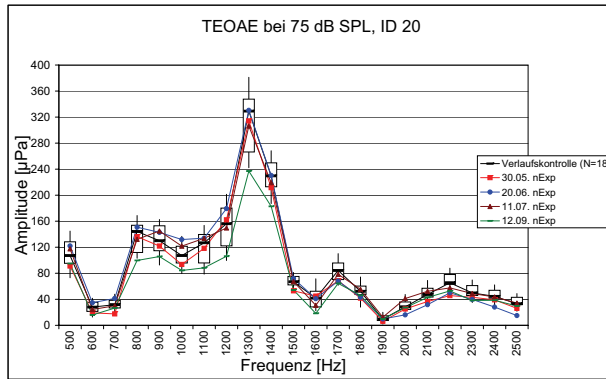


(i)

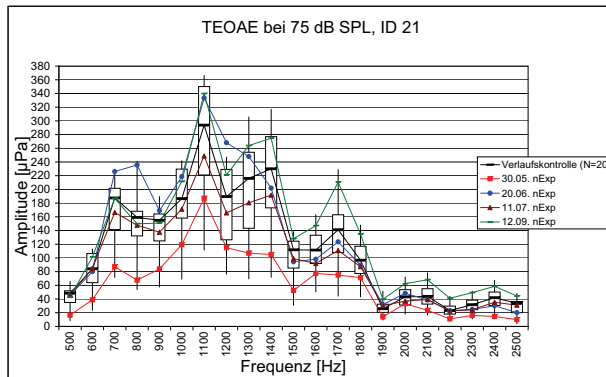


(j)



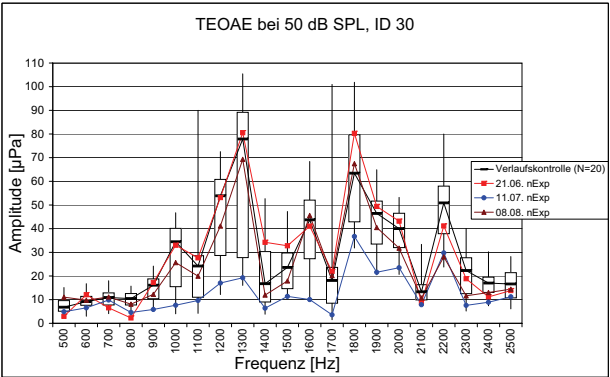


(k)

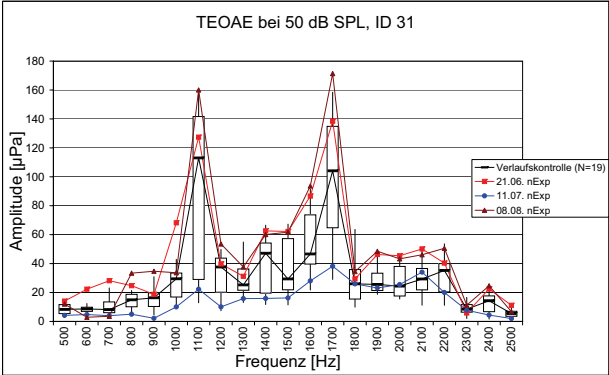


(l)

Abbildung A.12: Vergleich der TEOAE-Vor („lärm-unbelastet“) und -Nachmessungen („lärm-belastet“) für ID20 ((a),(c),(e),(g),(i),(k)) und ID21 ((b),(d),(f),(h),(j),(l)) bei Stimuli zwischen 50 dB[SPL] und 75 dB[SPL]

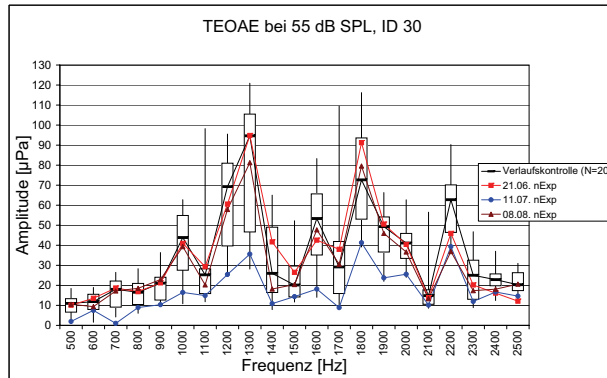


(a)

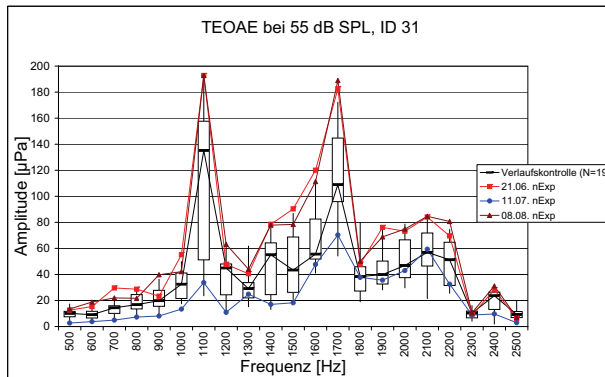


(b)

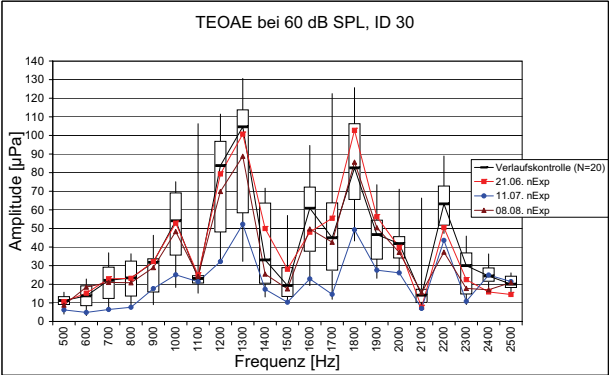
### A.3. Temporary Emission Shift



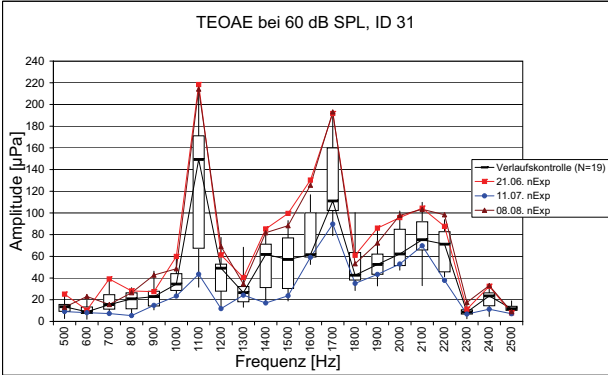
(c)



(d)

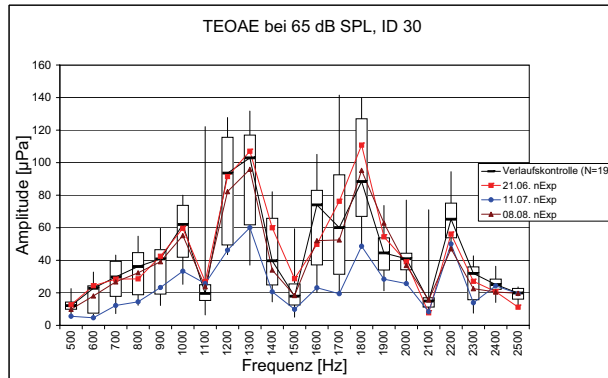


(e)

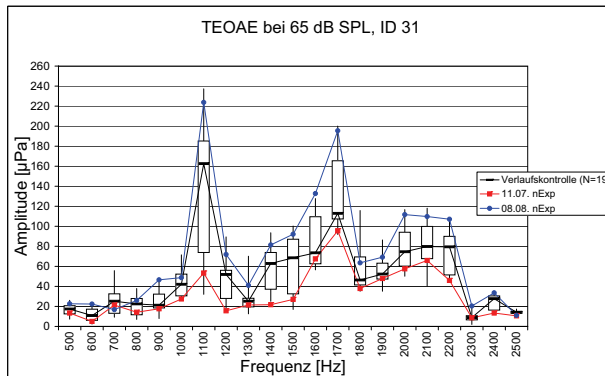


(f)

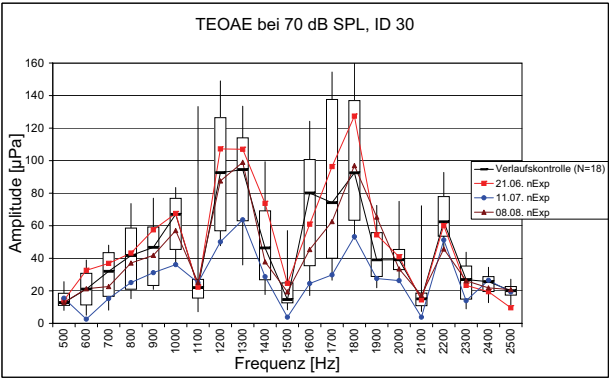
### A.3. Temporary Emission Shift



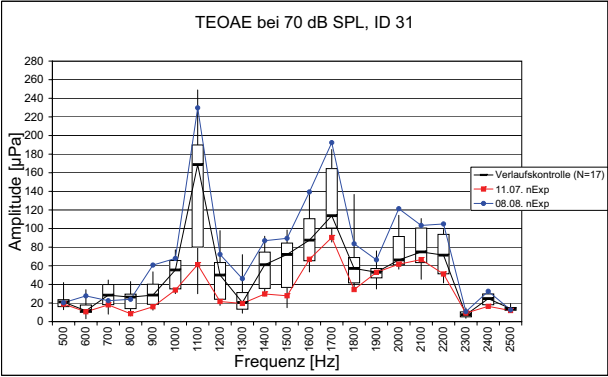
(g)



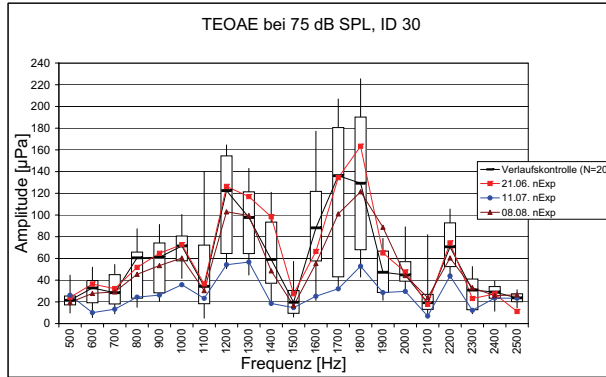
(h)



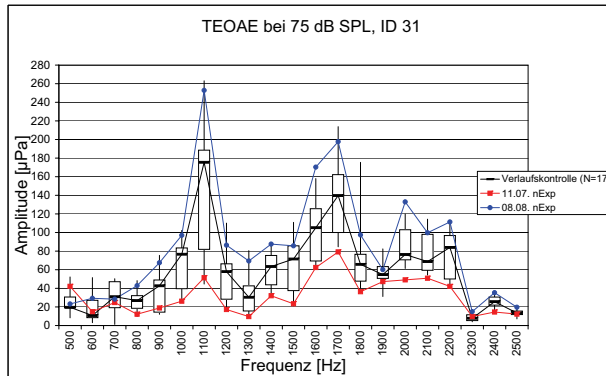
(i)



(j)



(k)



(l)

Abbildung A.13: Vergleich der TEOAE-Vor („lärm-unbelastet“) und -Nachmessungen („lärm-belastet“) für ID30 ((a),(c),(e),(g),(i),(k)) und ID31 ((b),(d),(f),(h),(j),(l)) bei Stimuli zwischen 50 dB[SPL] und 75 dB[SPL]

## A.4 Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion

Tabelle A.1: *Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID10*

Messung	k	n	$R^2$
09.05. 14:00 Uhr	11,3726	0,4638	0,9947
09.05. 17:00 Uhr	14,7719	0,4378	0,9904
23.05. 11:00 Uhr	10,7540	0,4632	0,9950
23.05. 14:00 Uhr	8,2315	0,4863	0,9939
23.05. 17:00 Uhr	8,6940	0,4847	0,9967
23.05. 20:00 Uhr	4,1739	0,5230	0,9967
23.05. vExp	8,3105	0,4828	0,9884
07.06. 14:00 Uhr	8,0260	0,4885	0,9889
07.06. 17:00 Uhr	11,8140	0,4666	0,9933
07.06. 20:00 Uhr	11,4771	0,4618	0,9900
07.06. vExp	12,0015	0,4575	0,9912
27.06. 11:00 Uhr	12,9157	0,4485	0,9859
27.06. 14:00 Uhr	12,6970	0,4526	0,9926
27.06. 17:00 Uhr	16,8217	0,4239	0,9879
27.06. 20:00 Uhr	13,9801	0,4383	0,9913
27.06. vExp	7,8724	0,4844	0,9764
23.05. nExp	5,4511	0,5009	0,9938
27.06. nExp	1,4375	0,5863	0,9888



Tabelle A.2: *Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID11*

Messung	k	n	$R^2$
09.05. 11:00 Uhr	7,4806	0,4849	0,9964
09.05. 14:00 Uhr	4,7859	0,5296	0,9964
09.05. 17:00 Uhr	6,4887	0,5112	0,9980
09.05. vExp	5,4000	0,5171	0,9901
23.05. 11:00 Uhr	7,6743	0,4809	0,9896
23.05. 14:00 Uhr	6,4215	0,5193	0,9976
23.05. 17:00 Uhr	7,2141	0,4933	0,9967
23.05. 20:00 Uhr	1,1389	0,6251	0,9963
23.05. vExp	7,1567	0,4879	0,9933
07.06. 11:00 Uhr	18,6963	0,3974	0,9934
07.06. 14:00 Uhr	4,4136	0,5191	0,9897
07.06. 17:00 Uhr	10,8414	0,4558	0,9939
07.06. 20:00 Uhr	10,1084	0,4708	0,9974
07.06. vExp	9,6082	0,4625	0,9980
27.06. 11:00 Uhr	3,0607	0,5539	0,9953
27.06. 14:00 Uhr	0,9646	0,6556	0,9940
27.06. 17:00 Uhr	10,2721	0,4443	0,9952
27.06. 20:00 Uhr	1,8767	0,5717	0,9979
27.06. vExp	18,0167	0,3825	0,9983
23.05. nExp	0,4051	0,7284	0,9969
27.06. nExp	1,9286	0,5719	0,9916

Tabelle A.3: *Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID20*

Messung	k	n	$R^2$
<b>30.05. 10:00 Uhr</b>	20,4610	0,3997	0,9941
<b>30.05. 13:00 Uhr</b>	13,6706	0,4408	0,9895
<b>30.05. 19:00 Uhr</b>	21,3783	0,3965	0,9958
<b>30.05. vExp</b>	9,1731	0,4686	0,9783
<b>20.06. 11:00 Uhr</b>	19,8826	0,4026	0,9932
<b>20.06. 14:00 Uhr</b>	9,0335	0,4538	0,9851
<b>20.06. 17:00 Uhr</b>	26,1046	0,3886	0,9928
<b>20.06. 20:00 Uhr</b>	9,6717	0,4424	0,9833
<b>20.06. vExp</b>	15,7847	0,4080	0,9933
<b>11.07. 14:00 Uhr</b>	17,0632	0,4195	0,9882
<b>11.07. 17:00 Uhr</b>	19,2129	0,4076	0,9881
<b>11.07. 20:00 Uhr</b>	13,2805	0,4465	0,9853
<b>11.07. vExp</b>	13,8795	0,4293	0,9949
<b>12.09. 11:00 Uhr</b>	11,6803	0,4278	0,9942
<b>12.09. 14:00 Uhr</b>	11,6790	0,4256	0,9802
<b>12.09. 17:00 Uhr</b>	15,1322	0,3987	0,9866
<b>12.09. 20:00 Uhr</b>	13,5302	0,4099	0,9934
<b>12.09. vExp</b>	12,8610	0,4165	0,9823
<b>30.05. nExp</b>	3,6948	0,5356	0,9800
<b>20.06. nExp</b>	2,8242	0,5657	0,9458
<b>11.07. nExp</b>	4,4812	0,5266	0,9786
<b>12.09. nExp</b>	7,5307	0,4583	0,9877

Tabelle A.4: *Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID21*

Messung	k	n	$R^2$
<b>30.05. 10:00 Uhr</b>	4,5984	0,4829	0,9887
<b>30.05. 13:00 Uhr</b>	3,8729	0,5048	0,9898
<b>30.05. 16:00 Uhr</b>	1,6497	0,5412	0,9951
<b>30.05. 19:00 Uhr</b>	2,2430	0,5277	0,9882
<b>30.05. vExp</b>	4,5056	0,4957	0,9848
<b>20.06. 11:00 Uhr</b>	15,9292	0,4505	0,9962
<b>20.06. 14:00 Uhr</b>	6,4200	0,5152	0,9903
<b>20.06. 17:00 Uhr</b>	17,9810	0,4386	0,9955
<b>20.06. 20:00 Uhr</b>	15,8892	0,4483	0,9863
<b>20.06. vExp</b>	10,9503	0,4579	0,9936
<b>11.07. 11:00 Uhr</b>	14,2529	0,4452	0,9948
<b>11.07. 14:00 Uhr</b>	19,2140	0,4257	0,9872
<b>11.07. 17:00 Uhr</b>	19,1359	0,4234	0,9935
<b>11.07. 20:00 Uhr</b>	15,7639	0,4297	0,9913
<b>11.07. vExp</b>	14,2065	0,4418	0,9902
<b>12.09. 11:00 Uhr</b>	49,1646	0,3605	0,9971
<b>12.09. 14:00 Uhr</b>	43,1191	0,3730	0,9889
<b>12.09. 17:00 Uhr</b>	46,1368	0,3664	0,9932
<b>12.09. 20:00 Uhr</b>	41,6201	0,3736	0,9917
<b>12.09. vExp</b>	33,2258	0,3914	0,9849
<b>30.05. nExp</b>	2,0993	0,5621	0,9824
<b>20.06. nExp</b>	4,6655	0,5517	0,9855
<b>11.07. nExp</b>	2,7797	0,5791	0,9784
<b>12.09. nExp</b>	24,7735	0,4139	0,9913

Tabelle A.5: *Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID30*

Messung	k	n	$R^2$
<b>21.06. 14:00 Uhr</b>	169,4499	0,1931	0,9398
<b>21.06. 20:00 Uhr</b>	148,3769	0,2090	0,9792
<b>21.06. vExp</b>	29,4589	0,3526	0,9984
<b>11.07. 11:00 Uhr</b>	42,6097	0,2413	0,9476
<b>11.07. 14:00 Uhr</b>	12,6450	0,3453	0,9074
<b>11.07. 17:00 Uhr</b>	30,6274	0,2673	0,9407
<b>11.07. 20:00 Uhr</b>	39,4537	0,2445	0,9293
<b>11.07. vExp</b>	23,9799	0,2794	0,9373
<b>08.08. 11:00 Uhr</b>	58,9508	0,2400	0,9518
<b>08.08. 14:00 Uhr</b>	66,6265	0,2627	0,9391
<b>08.08. 17:00 Uhr</b>	183,1451	0,1619	0,9525
<b>08.08. 20:00 Uhr</b>	39,8331	0,2771	0,9789
<b>08.08. vExp</b>	110,8791	0,2221	0,9906
<b>16.08. 11:00 Uhr</b>	78,9223	0,2407	0,9848
<b>16.08. 14:00 Uhr</b>	314,8923	0,1341	0,8357
<b>16.08. 17:00 Uhr</b>	209,7216	0,1427	0,8184
<b>16.08. 20:00 Uhr</b>	57,1376	0,2914	0,9906
<b>16.08. vExp</b>	45,9606	0,2723	0,9925
<b>21.06. nExp</b>	74,3482	0,2454	0,9956
<b>11.07. nExp</b>	27,2022	0,2732	0,9041
<b>08.08. nExp</b>	66,9980	0,2405	0,9674

Tabelle A.6: *Regressionsanalyse mittels Potenzfunktion, ID31*

Messung	k	n	$R^2$
<b>21.06. 11:00 Uhr</b>	211,3686	0,1669	0,8640
<b>21.06. 14:00 Uhr</b>	290,4773	0,1371	0,8140
<b>11.07. 11:00 Uhr</b>	65,4451	0,2248	0,8823
<b>11.07. 14:00 Uhr</b>	38,6287	0,2614	0,7945
<b>11.07. 17:00 Uhr</b>	25,9022	0,3087	0,8143
<b>11.07. 20:00 Uhr</b>	97,5578	0,1855	0,8392
<b>11.07. vExp</b>	28,3173	0,2979	0,8163
<b>08.08. 11:00 Uhr</b>	105,9720	0,2133	0,9011
<b>08.08. 14:00 Uhr</b>	129,2565	0,1938	0,9139
<b>08.08. 17:00 Uhr</b>	95,1887	0,2323	0,9601
<b>08.08. 20:00 Uhr</b>	74,0217	0,2188	0,8735
<b>08.08. vExp</b>	140,3871	0,2212	0,9389
<b>16.08. 11:00 Uhr</b>	125,0769	0,2196	0,8542
<b>16.08. 14:00 Uhr</b>	34,4340	0,3243	0,9951
<b>16.08. 17:00 Uhr</b>	46,3405	0,3053	0,9843
<b>16.08. 20:00 Uhr</b>	67,5211	0,2638	0,9649
<b>16.08. vExp</b>	169,7045	0,2044	0,8850
<b>11.07. nExp</b>	43,6923	0,2509	0,7557
<b>08.08. nExp</b>	244,4586	0,1740	0,9033

## A.5 Fehler des IdIV-Modells

Tabelle A.7: Relative Fehlerabweichung des IdIV-Modells bei  $n$ , ID10

Messung	$f(x_{50dB})$	$f(x_{55dB})$	$f(x_{60dB})$	$f(x_{65dB})$	$f(x_{70dB})$	$f(x_{75dB})$
09.05. 14:00 Uhr	-0,00840433	-0,02037599	-0,03130185	-0,03876932	-0,04138485	-0,00401087
09.05. 17:00 Uhr	0,04710016	0,02689833	0,01327977	0,01978288	0,03910667	0,07718146
23.05. 11:00 Uhr	0,01299801	0,00187913	-0,01050321	-0,01659922	0,00146319	0,02411523
23.05. 14:00 Uhr	-0,01143065	-0,03336552	-0,04974331	-0,05083036	-0,03559056	-0,02742207
23.05. 17:00 Uhr	-0,02589666	-0,04237159	-0,05363027	-0,05048891	-0,06506417	-0,04146856
23.05. 20:00 Uhr	0,01225003	0,00202987	-0,00698181	-0,00547877	-0,00418261	0,02499993
23.05. vExp	0,00940362	-0,02526063	-0,03536302	-0,04003432	-0,01350344	0,00178516
07.06. 14:00 Uhr	-0,00809618	-0,03907203	-0,05804923	-0,05706059	-0,04469692	-0,02163046
07.06. 17:00 Uhr	-0,03224442	-0,04636386	-0,06367762	-0,07673002	-0,07687814	-0,04404894
07.06. 20:00 Uhr	0,00414143	-0,0114332	-0,03371659	-0,03700027	-0,02485801	0,01323815
07.06. vExp	0,01442751	-0,01492394	-0,01999528	-0,02214673	-0,01502365	0,02082142
27.06. 11:00 Uhr	0,037286	0,01659646	0,00190293	-0,00627033	0,01830252	0,06852842
27.06. 14:00 Uhr	0,01811212	-0,00251016	-0,01283365	-0,01562607	-0,00110908	0,02954804
27.06. 17:00 Uhr	0,07897341	0,06020529	0,05519762	0,04846804	0,08939075	0,13268914
27.06. 20:00 Uhr	0,05812108	0,05034378	0,03071431	0,04148999	0,05796629	0,10434762
27.06. vExp	0,02854746	-0,02392056	-0,03500258	-0,0203483	-0,02093163	0,03571941
23.05. nExp	0,03245626	0,03615341	0,01957201	0,01840586	0,02364218	0,07367001
27.06. nExp	0,04044329	0,01026434	0,00661076	0,01316299	0,01373446	0,06745573

Tabelle A.8: Relative Fehlerabweichung des IdiV-Modells bei  $n$ , ID11

Messung	$f(x_{50dB})$	$f(x_{55dB})$	$f(x_{60dB})$	$f(x_{65dB})$	$f(x_{70dB})$	$f(x_{75dB})$
09.05. 11:00 Uhr	-0,00387344	-0,03283094	-0,00619992	-0,01380732	-0,11497492	-0,02376887
09.05. 14:00 Uhr	-0,07481579	-0,09765017	-0,12499771	-0,09998112	-0,15688298	-0,55311408
09.05. 17:00 Uhr	-0,12519358	-0,15655695	-0,17361625	-0,19248891	-0,34716216	-0,76716574
09.05. vExp	-0,07523295	-0,07777961	-0,08565843	-0,01595619	-0,12557933	-0,55375245
23.05. 11:00 Uhr	0,01950383	-0,06835173	-0,0137689	0,01858242	0,06476085	-0,1789873
23.05. 14:00 Uhr	-0,17182375	-0,21681507	-0,2337323	-0,29943415	-0,45681806	-1,0575634
23.05. 17:00 Uhr	-0,03955916	-0,09539635	-0,11719546	-0,08933902	-0,14058325	-0,36721612
23.05. 20:00 Uhr	0,05298282	0,06492369	0,07667929	0,16476137	0,22532224	0,1851919
23.05. vExp	-0,03914967	-0,02184071	-0,004397	0,02005577	0,00661751	-0,30454576
07.06. 11:00 Uhr	0,10548127	0,07321329	0,09290245	0,22078238	0,31836391	0,37700512
07.06. 14:00 Uhr	0,00960174	0,04305303	0,10008939	0,15335815	0,14808117	-0,00738114
07.06. 17:00 Uhr	-0,05597517	-0,03313466	-0,03387682	-0,0017053	-0,05905942	-0,36514034
07.06. 20:00 Uhr	-0,10989206	-0,12492092	-0,13881876	-0,15772302	-0,25828382	-0,68794145
07.06. vExp	-0,00900446	-0,0292756	0,01230591	0,00490827	0,00116043	-0,12819875
27.06. 11:00 Uhr	-0,00413561	-0,00404061	0,01668571	0,06835668	0,06471367	-0,13588027
27.06. 14:00 Uhr	-0,06383621	-0,03474875	-0,01366543	-0,02165871	-0,09523324	-0,34549834
27.06. 17:00 Uhr	0,10915524	0,06937337	0,14222854	0,23433884	0,27680066	0,46443836
27.06. 20:00 Uhr	0,15624813	0,16471445	0,17216732	0,29160398	0,4245025	0,81804898
27.06. vExp	0,26989638	0,28909452	0,35754313	0,49851765	0,77977687	1,42063922
23.05. nExp	-0,04668732	-0,0552625	-0,06793129	-0,01556509	-0,1198553	-0,32286899
27.06. nExp	0,11905079	0,12564334	0,20050572	0,34384578	0,39146624	0,52806331

Tabelle A.9: Relative Fehlerabweichung des *Idä V-Modells* bei  $n$ , *ID20*

Messung	$f(x_{50dB})$	$f(x_{55dB})$	$f(x_{60dB})$	$f(x_{65dB})$	$f(x_{70dB})$	$f(x_{75dB})$
30.05. 10:00 Uhr	-0,05054188	-0,01766967	-0,12092549	-0,06867383	-0,10057194	-0,21033869
30.05. 13:00 Uhr	-0,06528025	-0,14913925	-0,20058622	-0,23941262	-0,29913934	-0,3441499
30.05. 19:00 Uhr	-0,02235215	-0,07048846	-0,11111811	-0,09649791	-0,12324875	-0,16083514
30.05. vExp	-0,02785597	-0,0680616	-0,18939787	-0,21732443	-0,16226267	-0,13077655
20.06. 11:00 Uhr	-0,01800915	-0,06848877	-0,11921389	-0,12591127	-0,12178229	-0,12875855
20.06. 14:00 Uhr	0,09789056	0,02839285	0,00577191	0,04107153	0,17218104	0,31850756
20.06. 17:00 Uhr	-0,08494258	-0,16042806	-0,21206622	-0,2667508	-0,28372285	-0,46957601
20.06. 20:00 Uhr	0,14440257	0,08954069	0,07125208	0,11531543	0,25769845	0,5880527
20.06. vExp	0,09209622	0,05572217	0,0574985	0,07281426	0,14546412	0,39963734
11.07. 14:00 Uhr	-0,03692671	-0,13560292	-0,17008786	-0,18607955	-0,22266014	-0,26896881
11.07. 17:00 Uhr	-0,02087063	-0,11115304	-0,15979633	-0,12937878	-0,17368454	-0,2107018
11.07. 20:00 Uhr	-0,07723183	-0,2035542	-0,23731725	-0,26262734	-0,35600031	-0,47755411
11.07. vExp	-0,00442974	-0,03790174	-0,07444492	-0,09403697	-0,08701991	-0,0193813
12.09. 11:00 Uhr	0,12039826	0,10161821	0,08887199	0,14010052	0,27013271	0,49355321
12.09. 14:00 Uhr	0,17128267	0,08906092	0,09382337	0,17199111	0,2935531	0,66005822
12.09. 17:00 Uhr	0,21936129	0,1617567	0,20270905	0,27238468	0,46383468	0,89163824
12.09. 20:00 Uhr	0,16858997	0,17928295	0,1683738	0,22756258	0,37864483	0,78838766
12.09. vExp	0,18066959	0,10800328	0,11507662	0,19055996	0,34817271	0,69477939
30.05. nExp	0,03321618	-0,0487026	-0,09927112	-0,10592716	-0,07103894	0,10103721
20.06. nExp	-0,10790656	0,05712151	-0,20464978	-0,23944229	-0,17336341	-0,19416768
11.07. nExp	-0,00073622	-0,12405225	-0,15632174	-0,15391855	-0,18634641	-0,12164297
12.09. nExp	0,16221928	0,1330373	0,12196943	0,17436989	0,31339159	0,71634426



Tabelle A.10: Relative Fehlerabweichung des IdiV-Modells bei  $n$ , ID21

Messung	$f(x_{50dB})$	$f(x_{55dB})$	$f(x_{60dB})$	$f(x_{65dB})$	$f(x_{70dB})$	$f(x_{75dB})$
30.05. 10:00 Uhr	0,1353852	0,10844969	0,11537199	0,13804809	0,16849163	0,18601091
30.05. 13:00 Uhr	0,08011347	0,0543481	0,0509184	0,07297815	0,09607648	0,10158419
30.05. 16:00 Uhr	0,11789285	0,12088788	0,11009113	0,13077513	0,16376128	0,17331527
30.05. 19:00 Uhr	0,11566078	0,09084034	0,09000098	0,11106618	0,13661883	0,16163111
30.05. vExp	0,08384233	0,06443313	0,04755609	0,06409134	0,09274175	0,11944538
20.06. 11:00 Uhr	-0,05215768	-0,07412036	-0,08696443	-0,08207092	-0,08698347	-0,08895001
20.06. 14:00 Uhr	-0,08143713	-0,11810549	-0,13199964	-0,13860302	-0,13470316	-0,13811729
20.06. 17:00 Uhr	-0,02922069	-0,05844431	-0,0553896	-0,05773208	-0,05564694	-0,05865402
20.06. 20:00 Uhr	-0,0294506	-0,07359133	-0,07963563	-0,07407544	-0,06955307	-0,06519586
20.06. vExp	0,01847523	-0,0027241	-0,0100492	-0,00343952	0,0053973	0,02064123
11.07. 11:00 Uhr	0,00247306	-0,01244682	-0,02742504	-0,01903207	-0,0090862	-0,00346344
11.07. 14:00 Uhr	0,02099466	-0,01328901	-0,02266199	-0,00802035	0,00841043	0,01122979
11.07. 17:00 Uhr	0,02713668	0,0026285	0,00657213	0,00321992	0,01670465	0,03380169
11.07. 20:00 Uhr	0,05373179	0,02748202	0,03183863	0,03077033	0,05953843	0,06750071
11.07. vExp	0,02543613	0,00091194	-0,0120406	0,00095287	0,01387126	0,02722991
12.09. 11:00 Uhr	0,06656433	0,05046701	0,05762037	0,07112157	0,0814809	0,08936004
12.09. 14:00 Uhr	0,0466948	0,02337077	0,0130007	0,02187772	0,04063595	0,06290265
12.09. 17:00 Uhr	0,0580632	0,03252473	0,03698409	0,06363562	0,05971376	0,0717395
12.09. 20:00 Uhr	0,05355231	0,02339739	0,02673983	0,04818162	0,0546325	0,06140476
12.09. vExp	0,0337444	-0,00267731	-0,01254308	0,01306121	0,01306837	0,03442205
30.05. nExp	-0,00195029	-0,00216998	-0,05124449	-0,04893479	-0,03312916	-0,00508599
20.06. nExp	-0,13927978	-0,17796344	-0,20731978	-0,2194636	-0,22235505	-0,22034799
11.07. nExp	-0,11388871	-0,16490343	-0,18742221	-0,19908641	-0,1922006	-0,18986001
12.09. nExp	-0,00014501	-0,02414057	-0,03757075	-0,02176125	-0,02981908	-0,00575734

Tabelle A.11: Relative Fehlerabweichung des *IdiV*-Modells bei  $n$ ,  $ID^{30}$

Messung	$f(x_{50dB})$	$f(x_{55dB})$	$f(x_{60dB})$	$f(x_{65dB})$	$f(x_{70dB})$	$f(x_{75dB})$
21.06. 14:00 Uhr	-0,11326923	-0,14607106	-0,13039031	-0,10676409	-0,08655979	-0,27009143
21.06. 20:00 Uhr	-0,15792138	-0,23705468	-0,21944738	-0,22146581	-0,24769877	-0,31308074
21.06. vExp	-0,3770818	-0,40865106	-0,43621895	-0,49677307	-0,5588696	-0,61009596
11.07. 11:00 Uhr	0,30135692	0,25807183	0,25738813	0,2986581	0,36480378	0,48009747
11.07. 14:00 Uhr	0,0626704	-0,03156804	-0,07795583	-0,03760115	0,01243787	0,05383806
11.07. 17:00 Uhr	0,23879336	0,1660195	0,17288085	0,21915927	0,26527977	0,35730388
11.07. 20:00 Uhr	0,31651746	0,27746348	0,25041767	0,3027556	0,3986335	0,4968184
11.07. vExp	0,25596697	0,19094245	0,18448122	0,23787361	0,29608868	0,38589542
08.08. 11:00 Uhr	0,12973227	0,06322651	0,04733015	0,10428953	0,11213838	0,18202746
08.08. 14:00 Uhr	-0,18692303	-0,22214371	-0,19562076	-0,17678941	-0,20554232	-0,3804477
08.08. 17:00 Uhr	0,26927025	0,22206197	0,24394224	0,2444946	0,3320748	0,42657533
08.08. 20:00 Uhr	0,00298443	-0,06150766	-0,05351404	-0,04540294	-0,02058684	-0,04054736
08.08. vExp	-0,11003016	-0,13993455	-0,15962387	-0,16450322	-0,14246842	-0,21487365
16.08. 11:00 Uhr	-0,06708375	-0,10987503	-0,12952748	-0,13417252	-0,09942823	-0,14525601
16.08. 14:00 Uhr	0,2615516	0,15837152	0,12394038	0,14211556	0,30883189	0,36410813
16.08. 17:00 Uhr	0,50836419	0,44043894	0,41168237	0,45017666	0,65008369	0,79826853
16.08. 20:00 Uhr	-0,29175436	-0,349669	-0,37440207	-0,3725124	-0,44069419	-0,51012943
16.08. vExp	-0,04660829	-0,07808079	-0,09492056	-0,08585078	-0,07315412	-0,10296874
21.06. nExp	-0,09188712	-0,11363994	-0,1208303	-0,11839786	-0,12022445	-0,17698139
11.07. nExp	0,25183844	0,19408022	0,16917726	0,19773167	0,2603683	0,41201326
08.08. nExp	0,03550425	-0,02326648	-0,01281057	-0,01686016	0,06140235	-0,00364338

Tabelle A.12: Relative Fehlerabweichung des IdiV-Modells bei  $n$ , ID31

Messung	$f(x_{50dB})$	$f(x_{55dB})$	$f(x_{60dB})$	$f(x_{65dB})$	$f(x_{70dB})$	$f(x_{75dB})$
21.06. 11:00 Uhr	0,15400079	0,03931123	0,00822277	0,02449829	0,07542553	0,25395002
21.06. 14:00 Uhr	0,35388603	0,19092886	0,19233982	0,25656684	0,3900079	0,52930601
11.07. 11:00 Uhr	0,32262526	0,22597193	0,1879718	0,29718278	0,38096436	0,50236614
11.07. 14:00 Uhr	0,30664792	0,13715162	0,11273718	0,18490913	0,30320622	0,44933507
11.07. 17:00 Uhr	0,11339135	-0,08018006	-0,09829015	-0,06396283	0,02513131	0,09334418
11.07. 20:00 Uhr	0,56128557	0,44435829	0,47199296	0,55196345	0,69975837	0,93119102
11.07. vExp	0,1504017	-0,03304285	-0,0520926	-0,01760928	0,09008141	0,16079646
08.08. 11:00 Uhr	0,1067517	0,00525617	-0,02098211	-0,01772774	0,13753229	0,09703006
08.08. 14:00 Uhr	0,18760319	0,10315814	0,08387258	0,09852563	0,19084441	0,29800013
08.08. 17:00 Uhr	-0,03806945	-0,13220138	-0,15090332	-0,11613846	-0,10054931	-0,13937444
08.08. 20:00 Uhr	0,30078345	0,23830791	0,17354438	0,24038343	0,33997775	0,51471245
08.08. vExp	-0,19275563	-0,25701635	-0,35654617	-0,37614152	-0,356674	-0,34836424
16.08. 11:00 Uhr	-0,05060922	-0,19707834	-0,28093668	-0,23286314	-0,22718163	-0,14417025
16.08. 14:00 Uhr	-0,23605939	-0,27459059	-0,31856558	-0,33753553	-0,35501805	-0,44203156
16.08. 17:00 Uhr	-0,2489747	-0,29315311	-0,32452946	-0,38020892	-0,44260886	-0,41279506
16.08. 20:00 Uhr	-0,11526235	-0,18608244	-0,24652276	-0,22901935	-0,22219809	-0,24215939
16.08. vExp	-0,12742326	-0,26565966	-0,32681167	-0,35465172	-0,26410249	-0,3022957
11.07. nExp	0,34091791	0,18346992	0,16290284	0,18912035	0,29623027	0,57309944
08.08. nExp	-0,07591648	-0,23076487	-0,25439793	-0,23446138	-0,18964575	-0,23930251



# Anhang B

## Exemplarische Umsetzung

### B.1 Schnittstellen

Tabelle B.1: Funknetzstandards für Kurzstreckenfunk im Vergleich.

Merkmal	Bluetooth(802.15.1)	ZigBee(802.15.4)	IrDA	WLAN(802.11b)
Frequenzbereich	2,402 - 2,480 GHz ISM-Band	868,0 - 868,6 MHz, 2,4000 - 2,4835 GHz ISM-Band	optisch, zwischen 850 - 900 nm	2,412 - 2,474 GHz ISM-Band
Real erzielbare Datenrate	723,2 kBit/s (asym.) 433,9 kBit/s (sym.)	250 kBit/s (ISM) 20 kBit (868 MHz)	115,2 kBit/s (SIR)	5 - 6 Mbit/s
Speed-Spectrum	FHSS/1600 Hops/s 79 Kanäle	DSSS	kein	DSSS/2,5 Hops/s 11 Kanäle
(Sprach)kanäle/ (Sprach)kodierung	bis zu 3 CVSD/PCM	— —	bis zu 1 —	— —
Richtcharakteristik	ungerichtet	ungerichtet	gerichtet	ungerichtet
Durchdringung	undurchsichtige Gegenstände	undurchsichtige Gegenstände	benötigt Sichtverbindung	undurchsichtige Gegenstände
max. Reichweite	10 m (Klasse 3)	75 m	1 m	100 m
Stromverbrauch	nach Verbindungsart	nach Verbindungsart	4,5 mA	315 mA
Fortsetzung folgt auf der nächsten Seite.				

Merkmal	Bluetooth(802.15.1)	ZigBee(802.15.4)	IrDA	WLAN(802.11b)
(Senden)	23 - 85 mA	11 - 17,4 mA		
mögliche Anzahl der Komm.-Teilnehmer	8 Geräte	über 250 Teilnehmer	2 Geräte	mehrere Geräte pro Access-Point
Verschlüsselung	8 - 128 bit	32 - 128 bit	keine	40 - 128 bit
Größe der Module	5 * 5 mm	5 * 5 mm	10 * 10 mm	10 * 10 mm
Integration in verfügbare Headset-Systeme	ja	nein	nein	nein
Ende dieser Tabelle				

Tabelle B.2: Bewertungstabelle der Funknetzstandards für Kurzstreckenfunk (mit  $p$  = Punkte von 0(ungenügend) über 1(noch tragbar), 2(ausreichend) über 3(gut) bis 4(sehr gut) und  $g$  = Gewichtung), nach KRAUSE[76] .

Varianten		Bluetooth			ZigBee			IrDA			WLAN		
Kriterien	g	p	p*g	p	p*g	p	p*g	p	p*g	p	p	p*g	p
Datenrate	4	2	8	1	4	1	4	1	4	4	4	16	
Durchdringung	3	4	12	4	12	4	12	0	0	4	4	12	
Reichweite	1	4	4	4	4	4	4	1	1	1	4	4	
Stromverbrauch	3	2	6	4	12	4	12	4	12	0	0	0	
Teilnehmer	4	4	16	4	16	4	16	0	0	4	4	16	
Miniaturisierung	3	4	12	4	12	4	12	1	3	1	3	3	
Sicherheit	3	4	12	4	12	4	12	0	0	4	4	12	
Integration	3	4	12	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
Summe	24		82		72		75 %	20		63			
$p_{max} = 4$			85 %		75 %		21 %			66 %			
Ende dieser Tabelle													

B.2 Sonde

Tabelle B.3: Mögliche Headset-Varianten im Vergleich.

Merkmal	Discovery 640	BT 500	INVISIO G5	Bluespoon AX2	H5 Miniblue
Sprechzeit	5 h	12 h	4 h	8 h	1,5 h
Standby	60 h	300 h	250 h	500 h	keine Angaben
Gewicht	9 g	19 g	5 g	10 g	7,4 g
Batterie	Lithium	Lithium	Li-ion	Lithium	keine Angaben
Bauweise	In Ear	HdO	In Ear	In Ear	In Ear
Mikrophontype	54 * 17 mm	101 * 61 * 15 mm	33 * 16	42 * 25 * 27 mm	33 * 41 mm
	omnidirektional	omnidirektional	keine Angaben	keine Angaben	In Ear
Schnittstelle	Bluetooth V1.2	Bluetooth V1.2	Bluetooth V2	Bluetooth V1.2	Bluetooth V2
verwendetes Profile	Headset, Hands Free	Headset, Hands Free	Headset, Hands Free	Headset, Hands Free	Headset, Hands Free
Reichweite	10 m	10 m	10 m	10 m	10 m
Ergonomie	Gel-Ohrstöpsel versch. Größen	var. Ohrstöpsel Ohrstöpsel	var. Ohrstöpsel Soft Spring	var. Ohrstöpsel Soft Spring	Lamellen
Preis	ca. 75 Euro	ca. 80 Euro	keine Angaben	ca. 40 EURO	ca. 150 EURO
Verfügbarkeit <sup>1</sup>	ja	ja	ab Q4 06	ja	angekündigt
Ende dieser Tabelle					

<sup>1</sup>Stand 09/06

Tabelle B.4: Bewertungstabelle der Headsets (mit  $p$  = Punkte von 0(ungenügend) über 1(noch tragbar), 2(ausreichend) über 3(gut) bis 4(sehr gut) und  $g$  = Gewichtung), nach KRAUSE[76].

Varianten		Discovery640		BT500		InvisioG5		BluespoonAX2		H5Miniblu	
Kriterien	g	p	p*g	p	p*g	p	p*g	p	p*g	p	p*g
Sprechzeit	4	2	8	4	16	2	8	3	12	1	4
Gewicht	3	3	9	1	3	4	12	3	9	3	9
Ergonomie	2	2	4	0	0	3	6	3	6	3	6
Preis	1	2	2	2	2	0	0	4	4	0	0
Summe	10		23		21		26		31		19
$p_{max} = 4$			56 %		53 %		65 %		78 %		48 %
Ende dieser Tabelle											



## Anhang C

### Thesen

1. Sowohl betriebliche als auch außerbetriebliche Lärmbelastungen führen in einer hoch technisierten Welt zu Lärmerkrankungen bzw. Gehörschäden, welche trotz erweiterter Präventionsmaßnahmen eine steigende Prävalenz aufweisen. Dies kann Ärzte wie Techniker gleichermaßen nicht befriedigen und zeigt den hohen (medizinischen) Forschungs- und (technischen) Entwicklungsbedarf.
2. In Deutschland leiden mehr als zehn Millionen Menschen an Schwerhörigkeit. Die unbehandelte Schwerhörigkeit kostet in Deutschland jährlich über 30 Milliarden Euro. Die Früherkennung von lärmbedingten Hörschädigungen ist deshalb nicht nur ein humanes, sondern auch ein ökonomisches Anliegen und könnte die volkswirtschaftlichen Kosten durch Nachsorge für die Kranken- und Rentenversicherungen beachtlich verringern.
3. Für Lärmschädigungen gelingt der Nachweis evidenz-basierter Dosis-Wirkungs-Beziehungen nur selten, da gleiche externe Belastungen (Expositionen) durch die unterschiedlichen Veranlagungen (Disposition) der Lärmexponierten zu unterschiedlichen individuellen Beanspruchungen führen. Da die individuelle Vulnerabilität des Innenohres dabei ein dispositioneller Faktor ist, müssen für eine präventive Intervention „vulnerable“ Innenohren schnell und sicher identifiziert werden können. Dazu ist eine Individualisierung der Bemessung von Reiz-Reaktions-Beziehungen nötig. Beide Qualitäten müssen somit am Individuum (quasi-)simultan über längere Zeiträume gemessen werden können.

4. Als ein Beanspruchungskriterium zur Ermittlung der individuellen Lärmwirkung eignet sich die Messung von otoakustischen Emissionen (OAE), da diese zielgerichtet und objektiv erfasst werden können.
5. Mit Eingangs-/Ausgangskennlinien transitorisch evozierter OAE können intraindividuell reproduzierbare Merkmale im Frequenzspektrum (Einzelstimulus) sowie im dynamischen Verlauf (mit Stimuli verschiedener Intensitäten und Summation der frequenzabhängigen Intensitäten) der cochleären Reizantworten abgeleitet werden. Dies muss jedoch über „normierte“ Parameter erfolgen. Zum Beispiel kann der Exponent  $n$ , der durch die Regression der TEOAE-Eingangs-/Ausgangskennlinien mittels einer Potenzfunktion nach STEVENS näherungsweise mathematisch beschreibbar wird, als Indikator zur Beurteilung der individuellen „Lärm-Vulnerabilität“ herangezogen werden. Zudem gibt er Auskunft über ein gesetztes Funktionsdefizit der äußeren Haarzellen: Mit dem IdIV-Modell (Indikator der individuellen Vulnerabilität) kann das Messkonzept zur Bestimmung individueller Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen konkretisiert werden.
6. Lärmbelastungen führen zu einer TES (temporary emission shift) der OAE. Diese können mit spektral-ähnlichen Lärmbelastungen reproduziert werden.
7. Durch die Verwendung angepasster Otoplastiken kann die Streuung (Variationskoeffizient) bei OAE-Messungen gegenüber dem Einsatz herkömmlicher „Lamellenstöpsel“ reduziert werden. Zur Vermeidung von Fehlern bei der Sondenplatzierung zur OAE-Messung und zur Erhöhung der Reproduzierbarkeit bei Lärmbelastungsmessungen *in situ* sollten Gehörsonden mittels einer Otoplastik individuell an den Gehörgang angepasst werden.

- 
8. Das im Anforderungskatalog definierte selbstreferenzierende **P**ersonalisierte **M**iniaturisierte **D**osimeter (PMD) bietet die Möglichkeit, in Longitudinalstudien objektive Parameter zu ermitteln, mit denen die physiologische Beanspruchung auf die physikalische Belastung beschrieben werden kann. Es ermöglicht eine Individualisierung der Bemessung von Reiz-Reaktions-Beziehungen und erleichtert somit eine auf das Individuum bezogene Prävention.
  9. Das PMD bietet bei der Prävention von Gehörschäden eine Perspektive für eine zukünftige rechtzeitige Identifikation von Menschen mit besonders schädigungsempfindlichem Gehör.
  10. Die möglichst genaue Quantifizierung bzw. korrekte Beurteilung der individuellen Lärmbelastung erfordert eine kopfbezogene Schallanalyse bzw. binaurale Messung *in situ*. Die Verwendung von geeigneten Ohrmikrophonen in einer Otoplastik bieten die dafür nötigen Voraussetzungen zur Bestimmung der individuellen Schalldosis für das linke und rechte Ohr aus unterschiedlichen Einfallsrichtungen.
  11. Die Funktionen der exemplarischen Umsetzung des PMD konnten durch Referenzmessungen mit anderen Geräten bestätigt werden und erfüllen einzelne Ansprüche deutscher Normen zur akustischen Messtechnik. Jedoch können die Vorteile einer *Bluetooth*®-Übertragung („Kabelfreiheit“, keine Mehrbelastung durch Zusatzgeräte) deren Nachteile nicht kompensieren (Einschränkung in Bandbreite und Dynamik). Um im (morphologisch) gegebenen Bauraum (Gehörgang) die im Anforderungskatalog formulierten Funktionen wie Lärmdosis- und OAE-Messungen in einer gesamtprototypischen Umsetzung zu etablieren, muss die Qualität der Messsignale erhöht werden. Dies wird durch eine kabelgebundene Übertragung der Messdaten erreicht.



